



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt



(10) DE 698 22 877 T2 2005.01.05

(12)

Übersetzung der europäischen Patentschrift

(97) EP 1 041 933 B1

(21) Deutsches Aktenzeichen: 698 22 877.4

(86) PCT-Aktenzeichen: PCT/US98/24654

(96) Europäisches Aktenzeichen: 98 958 641.7

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: WO 99/026546

(86) PCT-Anmeldetag: 18.11.1998

(87) Veröffentlichungstag

der PCT-Anmeldung: 03.06.1999

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: 11.10.2000

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: 31.03.2004

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: 05.01.2005

(51) Int Cl.⁷: A61B 17/20

A61B 18/12

(30) Unionspriorität:

977845 25.11.1997 US

978340 25.11.1997 US

162117 28.09.1998 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT,
LI, LU, MC, NL, PT, SE

(72) Erfinder:

OLSEN, M., Phillip, Mountain View, US; BRUNELL,
M., Stephen, Mountain View, US; THAPLIYAL, V.,
Hira, Los Altos, US; EGGERS, R., Andrew,
Ostrander, US; EGGER, E., Philip, Dublin, US

(73) Patentinhaber:

Arthrocare Corp., Sunnyvale, Calif., US

(74) Vertreter:

Patentanwälte Bosch, Graf v. Stosch, Jehle, 80639
München

(54) Bezeichnung: SYSTEM ZUR ELEKTROCHIRURGISCHEN HAUTBEHANDLUNG

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingeleitet, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung bezieht sich im allgemeinen auf das Gebiet der Elektrochirurgie, und insbesondere auf chirurgische Vorrichtungen, die hochfrequente elektrische Energie verwenden, um die Haut und unter der Haut liegendes Gewebe eines Patienten zu behandeln, wozu Hauterneuerungsverfahren, die Entfernung von Pigmentflecken, Gefäßläsionen, Narben und Tattoos, Haarentfernungs- und/oder Haartransplantationsverfahren, die Behandlung von Hautkrebs, Hautverjüngung (z. B. Faltenentfernung); Fettabsaugung, Blepharoplastie, Gesichtslifting, plastische Chirurgie usw. gehören.

[0002] Bei früheren Dermatologieverfahren wandten Kosmetikchirurgen häufig chemische Peelings und/oder Dermabrasionstechniken zur Entfernung der äußeren Hautschichten eines Patienten an, um fältige Haut zu verjüngen oder Hautirritationen wie Akne, Läsionen, frühen Hautkrebs, etc. zu entfernen. Diese Dermabrasions- und chemischen Verfahren sind jedoch schwierig zu steuern und erfordern großes chirurgisches Können. Außerdem verursachen diese etwas uneleganten Techniken häufig starke Blutungen, kollaterale Gewebeschäden und Unbehagen für den Patienten.

[0003] Bei dem Versuch, einige der Einschränkungen der Dermabrasion und der chemischen Peelings zu überwinden, wurden Laser zum Einsatz in der kosmetischen Chirurgie entwickelt. Laser haben die Genauigkeit von Hauerneuerungsverfahren verbessert und kollaterale Schäden des Gewebes, das die Behandlungsstelle umgibt und darunter liegt, reduziert. Bei Laserdermatologieanwendungen wird typischerweise ein in der Hand zu haltendes Teil verwendet, um die Ausgangsleistung eines Lasers auf die Haut des Patienten zu führen und auf dem zu behandelnden Bereich der Haut einen Laserpunkt gewünschter Größe zu bilden. Das in der Hand zu haltende Teil ist typischerweise an einem Ende eines Schwenkarms befestigt, der die Ausgangsleistung eines medizinischen Lasers (z. B. eines CO₂ oder Er:YAG-Laser) auf das in der Hand zu haltende Teil überträgt und so diesem einen weiten Bewegungsspielraum ermöglicht.

[0004] Obwohl Laser anfangs vielversprechend waren, weisen sie bei dermatologischen Verfahren eine Reihe von Nachteilen auf. Zunächst kann eine Laser-ausrüstung wegen der mit den Laserlichtquellen verbundenen Kosten sehr teuer sein. Außerdem weisen diejenigen Laser, die akzeptable Nekrositiefe haben (z. B. Excimer-Laser, Erbium:YAG-Laser, usw.), eine sehr geringe volumetrische Abtragungsrate auf und machen es erforderlich, dass dieselbe Behandlungsfläche häufig überstrichen wird, was zu längerer Verfahrensdauer führt. Außerdem bewirken Erbium:YAG-Laser während des Verfahrens im allgemei-

nen keine effiziente Blutstillung, was zu starken Blutungen führt, die die Sicht des Chirurgen auf die Behandlungsstelle beeinträchtigen. Die CO₂-Laser weisen eine höhere Abtragungsrate und eine größere Nekrositiefe auf, als ihre Erbium:YAG-Gegenstücke. Andererseits verursachen CO₂-Laser häufig wesentliche Verletzungen des Gewebes an und in der Umgebung der Behandlungsstelle durch Restwärme, was zu einer langen Heilungsdauer für den Patienten führt. Zusätzlich verursachen CO₂-Laser große Schmerzen und erfordern daher viel Betäubungsmittel, was zu einer Erhöhung der Kosten und zu einer Verlängerung des Verfahrens führt.

[0005] Bei der Behandlung von Gefäßläsionen werden Laser zur Bestrahlung der Hautoberfläche eingesetzt. Die Laserenergie dringt durch die Haut und wird im Blut absorbiert, was zum Koagulieren und Kollabieren der Vene führt. Leider gibt es bei diesen Verfahren auch Probleme mit dem Einsatz von Lasern. Beispielsweise findet, obwohl der Großteil der Laserenergie durch das Gewebe zur Vene durchtritt, im Gewebe eine Streuung und Absorption des Lichts statt. Diese Absorption kann zu wesentlichen Veränderungen der Hautfarbe und sogar zu Vernarbungen führen.

[0006] Monopolare elektrochirurgische Instrumente wurden zur Elektrodessikation von Anomalien wie Läsionen, Hautmalen, vitalen Warzen, Pigmentflecken, Muttermalen und Hautkrebs eingesetzt. Die Conmed Corporation stellt z. B. ein monopolares Gerät unter der Bezeichnung Hyfrecator™ her, das an der Spitze einer elektrochirurgischen Sonde eine einzige aktive Elektrode aufweist. Bei diesem Verfahren wird die Hautanomalie typischerweise mit einem Skalpell entfernt, und es wird eine niedrige Spannung an die aktive Elektrode, die mit dem Zielgewebe in Kontakt ist, angelegt, um elektrischen Strom durch das Gewebe und den Patienten an ein dispersives Pad oder eine neutrale Elektrode zu leiten. Die Spannung trocknet das verbleibende anormale Gewebe aus und koaguliert durchtrennte Blutgefäße an der Zielstelle. Das verbleibende Gewebe wird sodann mit einem Schwamm oder einem ähnlichen Material entfernt. Die Spannung muss im allgemeinen niedrig genug sein, um eine Verkohlung und mögliche Vernarbung der darunterliegenden Haut zu verhindern.

[0007] Die vorliegende Erfindung betrifft auch die Behandlung von „sackartigen Augenlidern“, ein Zustand, der sowohl zu funktionalen als auch kosmetischen Problemen führen kann. Sackartige Augenlider können durch eine Vielzahl von Ursachen hervorgerufen werden, z. B. durch Blepharochalase (Erschlaffung und Herabhängen des oberen Augenlids), Dermatochalase (Verlust der Hautelastizität im oberen Augenlid), Hypertrophie des Augenringmuskels, Vorstehen von Fett in der Augenhöhle und seitliche Fülle des oberen Auges. Die chirurgische Behand-

lung sackartiger Augenlider, die als Blepharoplastie bekannt ist, geht typischerweise mit einer geradlinigen oder sichelförmigen Inzision über das obere oder untere Augenlid einher, so dass ein Teil der Haut des Patienten umgebogen werden kann, um das darunterliegende Augenhöhlen-Septum freizulegen. Das Augenhöhlen-Septum wird dann geöffnet, um das darunterliegende Fettgewebe freizulegen, und die gewünschte Menge an Fettgewebe wird vom Patienten weggeschnitten.

[0008] Die zur Freilegung des darunterliegenden Fettgewebes erforderlichen Hautinzisionen werden typischerweise mit einer Vielzahl herkömmlicher Resektionsinstrumente wie Skalpell oder Laser durchgeführt. Obwohl sie im allgemeinen effektiv sind, weist jedes dieser Geräte einen oder mehrere Nachteile auf. Das Skalpell erfordert zusätzliche Blutstillung und führt häufig zu postoperativen Schmerzen und relativ langen Heilungsprozessen. Laser bewirken typischerweise eine Blutstillung gleichzeitig mit dem Aufbringen von Wärmeenergie auf den Zielbereich. Diese Wärmeenergie führt jedoch ebenfalls zu einem langen Heilungsprozess und zu postoperativen Schmerzen. Außerdem kann die Menge an Wärmeenergie, die von diesen Geräten benötigt wird, die Zielstelle so verletzen, dass der Patient eine dauerhafte Narbe davonträgt.

[0009] Hochfrequenzenergie wurde und wird eingesetzt, um Gewebe mit offenen und endoskopischen Verfahren zu entfernen oder anderweitig zu behandeln, da sie im allgemeinen die mit Gewebeschneideverfahren verbundenen Blutungen des Patienten reduzieren und die Sicht des Chirurgen verbessern. Bei Verfahren zur Behandlung von sackartigen Augenlidern werden monopolare Hochfrequenzgeräte, z. B. die Colorado Needle™, häufig verwendet, um die nötigen Inzisionen in den Augenlidern der Patienten herzustellen. Diese elektrochirurgischen Geräte und Verfahren weisen jedoch viele Nachteile auf. Herkömmliche elektrochirurgische Schneidevorrichtungen arbeiten beispielsweise typischerweise durch Erzeugen einer Spannungsdifferenz zwischen der aktiven Elektrode und dem Zielgewebe, wodurch die Bildung eines elektrischen Lichtbogens über dem physischen Spalt zwischen der Elektrode und dem Gewebe verursacht wird. An der Kontaktstelle der elektrischen Bögen mit dem Gewebe tritt aufgrund der hohen Stromdichte zwischen der Elektrode und dem Gewebe eine schnelle Gewebeerwärmung auf. Diese hohe Stromdichte führt dazu, dass Zellflüssigkeit schnell verdampft und so ein „Schneideeffekt“ entlang der Linie der lokalen Gewebeerwärmung erzeugt wird. Dieser Schneideeffekt führt im allgemeinen zur Erzeugung von Rauch bzw. zu einer elektrochirurgischen Dampffahne, wodurch sich bakterielle oder vitale Gewebeteilchen auf das Chirurgenteam oder auf andere Teile des Körpers des Patienten verbreiten können. Außerdem wird das Gewebe entlang

der Linie der verdampften Zellflüssigkeit geteilt, was zu unerwünschter kollateraler Gewebebeschädigung in Bereichen, die die Zielgewebestelle umgeben, führt.

[0010] Die WO 96/32051 offenbart eine elektrochirurgische Sonde, die bei der Behandlung der Wand eines Körperlumens eingesetzt werden kann, wobei die Sonde einen Elektrodenarray aufweist, der am distalen Ende der Sonde über einer zurückgesetzten Oberfläche angeordnet ist. Die elektrochirurgische Sonde ist so ausgebildet, dass sie Umgebungsgewebe in dem Körperlumen abträgt.

[0011] Die Erfindung ist in Anspruch 1 dargelegt. Bevorzugte Merkmale sind in den Unteransprüchen enthalten.

[0012] Die vorliegende Erfindung offenbart Systeme, Vorrichtungen und Verfahren zur selektiven Anwendung elektrischer Energie auf Strukturen auf der äußeren Oberfläche des Körpers eines Patienten. Die Systeme der vorliegenden Erfindung sind für dermatologische Verfahren, d. h. bei der Oberflächenbehandlung der äußeren Haut des Patienten, wie Epidermis und/oder darunterliegende Dermis, von Nutzen. Die vorliegende Erfindung ist beispielsweise insbesondere geeignet für Oberflächengewebeabtragung auf der Epidermis und/oder Kollagenschrumpfen in der Epidermis oder Dermis, z. B. bei der Entfernung von Pigmentflecken, Gefäßläsionen (z. B. Beinvenen), Narben, Tattoos, etc., sowie für anderweitige chirurgische Hautbehandlungen, beispielsweise Gewebeverjüngung, kosmetische Chirurgie, Faltenentfernung, Haarentfernung und/oder Haartransplantationen.

[0013] Die vorliegende Erfindung offenbart ein Verfahren, das das Positionieren eines Elektrodenendes oder mehrerer Elektrodenenden an der distalen Spitze eines Instruments in enger Nähe zu einer Zielstelle auf einer äußeren Körperoberfläche des Patienten umfasst. An das Elektrodenende/die Elektrodenenden wird eine Hochfrequenzspannung angelegt, um die Temperatur der Kollagenfasern innerhalb des Gewebes an der Zielstelle von Körpertemperatur (ca. 37°C) auf eine Gewebetemperatur im Bereich von ca. 45°C bis 90°C, normalerweise ca. 60°C bis 70°C zu erhöhen, um diese Kollagenfasern im wesentlichen irreversibel zusammenzuziehen. Bei einer bevorzugten Ausführungsform wird zwischen dem Elektrodenende/den Elektrodenenden und einer Rückführungselektrode oder mehreren Rückführungselektroden, die nahe des Elektrodenendes/der Elektrodenenden angeordnet ist/sind, eine elektrisch leitende Flüssigkeit vorgesehen, um einen Stromflussweg von dem Elektrodenende/den Elektrodenenden vom Gewebe weg zu der Rückführungselektrode/den Rückführungselektroden zu schaffen.

[0014] Der Stromflussweg kann durch Führen einer elektrisch leitenden Flüssigkeit entlang eines Flüssigkeitswegs an der Rückführungselektrode vorbei und zur Zielstelle oder durch Anbringen einer zähflüssigen elektrisch leitenden Flüssigkeit, z. B. eines Gels, an der Zielstelle erzeugt werden, und durch Eintauchen des Elektrodenendes/der Elektrodenenden und der Rückführungselektrode(n) in das leitende Gel. Die Kollagenfasern können entweder durch Leiten des elektrischen Stroms durch das Gewebe in eine ausgewählte Tiefe erwärmt werden, bevor der Strom zu der Rückführungselektrode/den Rückführungselektroden zurückkehrt, und/oder durch Erwärmen der elektrisch leitenden Flüssigkeit und Erzeugen eines Strahls oder einer Dampffahne erwärmerter Flüssigkeit, der/die auf das Zielgewebe gerichtet wird. Bei der letzteren Ausführungsform braucht der elektrische Strom überhaupt nicht in das Gewebe einzudringen. Bei beiden Ausführungsformen erhöht die erwärmte Flüssigkeit und/oder der elektrische Strom die Temperatur des Kollagens wesentlich, um ein hydrothermisches Schrumpfen der Kollagenfasern zu verursachen.

[0015] In einer besonderen Konfiguration wird das Elektrodenende/werden die Elektrodenenden mit dem Zielgewebe in Kontakt oder in enge Nähe dazu gebracht, so dass der elektrische Strom direkt bis zu einer ausgewählten Tiefe in das Gewebe eindringt. Bei dieser Ausführungsform zieht die Rückführungselektrode/ziehen die Rückführungselektroden den elektrischen Strom von der Gewebestelle ab, um dessen Eindringtiefe in das Gewebe zu begrenzen.

[0016] Bei einer Anwendung wird Hochfrequenzspannung an ein Elektrodenende oder mehrere Elektrodenenden angelegt, und eine Epidermisschicht wird vom Patienten entfernt. Bei einigen Ausführungsformen erzeugt die Hochfrequenzspannung, die an das Elektrodenende/die Elektrodenenden angelegt wird, in der Haut genügend Wärme, um die Epidermisschicht von der darunterliegenden Papillar-dermis abzukoppeln oder physisch abzutrennen. Die Epidermisschicht kann dann durch Spülen der Behandlungsstelle mit einer Flüssigkeit entfernt werden, oder durch Abbürsten der Epidermisschicht von der Behandlungsstelle, z. B. mit einem Gazetuch. Bei dieser Ausführungsform kann die auf das Gewebe aufgebrachte Energie weiter selektiert werden, um das Kollagengewebe in der darunterliegenden Dermis zu kontraktieren, während die Epidermisschicht davon entkoppelt oder abgetrennt wird. Dieses Verfahren entfernt die Hautoberflächenschicht, während es die darunterliegende Dermis strafft, um Falten zu entfernen und die Haut zu verzögern.

[0017] Bei anderen Ausführungsformen wird die Epidermisschicht durch molekulare Dissoziations- oder Aufspaltungsprozesse entfernt. Bei diesen Ausführungsformen reicht die an das Elektrodenende/die

Elektrodenenden angelegte Hochfrequenzspannung aus, um eine elektrisch leitende Flüssigkeit (z. B. ein Gel oder eine Salzlösung) zwischen dem Elektrodenende/den Elektrodenenden und dem Gewebe zu verdampfen. In der verdampften Flüssigkeit wird ein ionisiertes Plasma gebildet und geladene Teilchen (z. B. Elektronen) werden auf das Gewebe hin beschleunigt, um den molekularen Zusammenbruch oder die Aufspaltung mehrerer Zellschichten des Gewebes zu verursachen. Diese molekulare Dissoziation wird von der volumetrischen Entfernung des Gewebes begleitet. Die kurze Reichweite der beschleunigten geladenen Teilchen innerhalb der Plasmaschicht begrenzt den molekularen Dissoziationsprozess auf die Oberflächenschicht, um Beschädigung und Nekrose des darunterliegenden Gewebes zu minimieren. Dieses Verfahren kann präzise gesteuert werden, um die volumetrische Entfernung von Gewebe von nur 10 bis 50 Mikron bei minimaler Erwärmung oder Beschädigung umgebender oder darunterliegender Gewebestrukturen zu bewirken. Eine vollständigere Beschreibung dieses Phänomens ist dem gemeinsamen US-Patent Nr. 5,683,366 zu entnehmen.

[0018] Während des chirurgischen Verfahrens ist das Elektrodenende/sind die Elektrodenenden vorzugsweise mit einem kleinen Abstand, z. B. ca. 0,05 bis 5 mm, von dem Zielgewebe entfernt. Dieser Abstand ermöglicht das kontinuierliche Auffüllen des Zwischenraums zwischen dem Elektrodenende/den Elektrodenenden und der Oberfläche des Zielgewebes mit elektrisch leitender Flüssigkeit. Dieses kontinuierliche Auffüllen mit elektrisch leitender Flüssigkeit trägt dazu bei sicherzustellen, dass die dünne Dampfschicht bzw. der dünne Dampfbereich über wenigstens einem Teil des Elektrodenendes/der Elektrodenenden zwischen dem Elektrodenende/den Elektrodenenden und der Geweboberfläche beibehalten wird. Vorzugsweise wird das Elektrodenende/werden die Elektrodenenden in Bezug auf das Gewebe quer verschoben und/oder gedreht, d. h. in einer leichten Bürstenbewegung, um die Zufuhr elektrisch leitender Flüssigkeit in dem Bereich zwischen dem Elektrodenende/den Elektrodenenden und dem Gewebe beizubehalten. Diese dynamische Bewegung des Elektrodenendes/der Elektrodenenden über die Gewebestelle ermöglicht es auch, dass die elektrisch leitende Flüssigkeit das Gewebe, das die gerade entfernten Bereiche umgibt, kühl, um eine Beschädigung dieses umgebenden Gewebes zu minimieren.

[0019] Ein Verfahren zur Behandlung eines längeren Blutgefäßes in einem Gewebe unter der Hautoberfläche wird offenbart. Bei diesem Verfahren wird ein Elektrodenende oder werden mehrere Elektrodenenden in enger Nähe zu dem Blutgefäß positioniert, und an das Elektrodenende/die Elektrodenenden wird ausreichende Hochfrequenzspannung angelegt, um Blut in dem Gefäß zu koagulieren, so dass

das Gefäß kollabiert. Das Elektrodenende/die Elektrodenenden kann/können auf der äußeren Hautoberfläche positioniert werden, oder es kann/sie können durch perkutane Penetration durch die äußere Hautoberfläche in das Blutgefäß eingeführt werden. Bei der letzteren Ausführungsform kann die perkutane Penetration mit dem Elektrodenende/den Elektrodenenden durchgeführt werden, indem an das Elektrodenende/die Elektrodenenden ausreichende Energie angelegt wird, um einen Teil der äußeren Hautoberfläche zu entfernen oder abzutragen. Das Elektrodenende/die Elektrodenenden wird/werden dann axial durch die Haut bewegt, um ein Loch oder einen Kanal zum Blutgefäß zu erzeugen.

[0020] Ausführungsformen können eine elektrochirurgische Sonde oder ein in der Hand zu haltendes Teil mit einem Schaft oder einem Griff mit proximalen und distalen Enden sowie einem Elektrodenende oder mehreren Elektrodenenden am distalen Ende aufweisen. Die Vorrichtung weist vorzugsweise weiterhin ein Flüssigkeitsabgabeelement zur Abgabe elektrisch leitender Flüssigkeit an das Elektrodenende/die Elektrodenenden und die Zielstelle auf. Das Flüssigkeitsabgabeelement kann sich an der Sonde befinden, z. B. ein Flüssigkeitslumen oder ein Schlauch, oder es kann Teil eines separaten Instruments sein. Alternativ kann ein elektrisch leitendes Gel oder Spray, z. B. ein salzhaltiger Elektrolyt oder ein anderes leitendes Gel, auf die Zielstelle aufgebracht werden. Bei dieser Ausführungsform ist es möglich, dass die Vorrichtung kein Flüssigkeitsabgabeelement aufweist. Bei beiden Ausführungsformen erzeugt die elektrisch leitende Flüssigkeit vorzugsweise einen Stromflussweg von den Elektrodenenden zu einer Rückführungselektrode oder mehreren Rückführungselektroden. Bei einer beispielhaften Ausführungsform befindet sich die Rückführungselektrode an der Sonde in ausreichendem Abstand zu dem Elektrodenende/den Elektrodenenden, um einen Kurzschluss dazwischen im wesentlichen zu vermeiden oder zu minimieren, und um die Rückführungselektrode an der Zielstelle von dem Gewebe abzuschirmen.

[0021] In einer besonderen Konfiguration weist die elektrochirurgische Sonde ein elektrisch isolierendes Elektrodenträger teil mit einer Gewebebehandlungsoberfläche am distalen Ende der Sonde auf. Ein Elektrodenende oder mehrere Elektrodenenden sind mit dem Elektrodenträger teil gekoppelt oder einstückig damit ausgebildet. Bei einer Ausführungsform ist ein Elektrodenarray, der eine Vielzahl isolierter Elektrodenenden aufweist, in das Elektrodenträger teil so eingebettet, dass die Elektrodenenden mit der Gewebebehandlungsoberfläche des Elektrodenträgers im wesentlichen bündig abschließend ist. Zur oberflächlichen Entfernung einiger Schichten von Hautzellen erstrecken sich beispielsweise die Elektrodenenden vorzugsweise weniger als 0,15 mm über den Träger

oder treten von dem Träger um weniger als 0,15 mm zurück, um die Abtragungsrate der darunterliegenden Zellen zu begrenzen und so die präzise Entfernung von dünnen Gewebebeschichten zu ermöglichen. Bei einer beispielhaften Ausführungsform hat das Elektrodenende/haben die Elektrodenenden eine im wesentlichen längliche Form, normalerweise mit einer Breite von ca. 0,01 mm bis 2 mm, vorzugsweise ca. 0,1 bis 0,5 mm, und einer Länge von ca. 0,5 bis 30 mm, vorzugsweise ca. 3 bis 7 mm. Bei dieser Ausführungsform wird die Sonde normalerweise in einer Richtung, die im wesentlichen zu der Längsachse des Elektrodenendes/der Elektrodenenden senkrecht ist, entlang der Haut hin und her bewegt. Die Anmelderin hat herausgefunden, dass dies die Gleichmäßigkeit der Behandlung auf der Hautoberfläche erhöht.

[0022] Erfindungsgemäß weist das Elektrodenträger teil eine Vielzahl von Waferschichten auf, die, beispielsweise durch einen Glaskleber oder dergleichen, miteinander verbunden sind. Die Waferschichten weisen jeweils leitende Streifen auf, die darauf plattierte oder gedruckt sind, um das Elektrodenende/die Elektrodenenden und die Rückführungselektrode(n) zu bilden. Bei einer Ausführungsform weist das proximale Ende der Waferschichten eine Reihe von Löchern auf, die sich von den leitenden Streifen zu einer exponierten Oberfläche der Waferschichten zur Verbindung mit elektrischen Stromleitern in der elektrochirurgischen Sonde oder dem in der Hand zu haltenden Teil erstrecken. Die Waferschichten weisen vorzugsweise ein keramisches Material, z. B. Aluminiumoxid, auf, und die Elektrode weist vorzugsweise ein metallisches Material, z. B. Gold, Platin, Wolfram, Palladium, Silber, usw. auf.

[0023] In einer besonderen Konfiguration weist der Elektrodenträger einen Vielschichten-Keramikwafer auf, der an seiner distalen Oberfläche wenigstens zwei Steifen aus Gold und an seinen seitlichen Oberflächen einen oder mehrere Streifen aus Gold plattierte hat. Das Gold an der distalen Oberfläche hat die Funktion der aktiven Elektrodenenden, und das an den seitlichen Oberflächen plattierte Gold hat die Funktion der Rückführungselektroden. Die aktiven Elektrodenenden sind voneinander elektrisch isoliert und mittels eines goldplattierten Durchgangs oder Lochs in dem Keramikwafer mit einem Bleidraht verbunden. Der Elektrodenträger kann zusätzliche Elektrodenenden aufweisen, die darauf plattierte sind und als zusätzliche aktive Elektroden oder Rückführungselektroden arbeiten. Bei einer Ausführungsform weist der Elektrodenträger ein Paar äußerer Elektrodenenden auf, die einen wesentlich größeren Oberflächenbereich haben, als die inneren Elektrodenenden. Bei dieser Ausführungsform dienen die größeren, äußeren Elektrodenenden dazu, das Gewebe zu erwärmen, um zu einer Koagulation durchtrennter Blutgefäße zu führen, oder um die Kontraktion von Kolla-

1307343143258

genfasern in darunterliegenden Gewebeschichten, z. B. der Dermis, zu bewirken, und die inneren, kleinen Elektrodenenden dienen dazu, durch molekulare Dissoziationsprozesse Gewebe zu entfernen.

[0024] Eine elektrochirurgische Sonde kann einen wiederverwendbaren (z. B. sterilisierbaren) Griff aufweisen, der abnehmbar an eine Einwegspitze gekoppelt ist, die einen Elektrodenträger und daran ein Elektrodenende oder mehrere Elektrodenenden aufweist. Der Griff enthält ein Verbindungselement zum Ankoppeln an eine Hochfrequenzspannungsversorgung, und die Einwegspitze weist eine elektrische Kupplung zum abnehmbaren Koppeln des Elektrodenendes/der Elektrodenenden an das Verbindungelement auf. Bei der bevorzugten Ausführungsform weist die Sonde weiterhin ein Flüssigkeitsabgabeelement auf, beispielsweise ein Flüssigkeitstlumen oder Schlauch, der nahe des Elektrodenendes/der Elektrodenenden eine Öffnung zur Abgabe elektrisch leitender Flüssigkeit an das Elektrodenende/die Elektrodenenden aufweist.

[0025] Das System kann wahlweise einen Temperaturregler aufweisen, der mit einem oder mehreren Temperatursensoren am oder nahe dem distalen Ende der Sonde gekoppelt ist. Der Regler stellt die Ausgangsspannung der Stromversorgung im Ansprechen auf einen Temperatur-Sollwert und den gemessenen Temperaturwert ein. Der Temperatursensor kann beispielsweise ein Thermopaar sein, das sich in dem Isolierträger befindet, der am distalen Ende der Sonde eine Temperatur misst. Bei dieser Ausführungsform entspricht der Temperatur-Sollwert vorzugsweise einer Gewebetemperatur, die in der Kontraktion des Kollagengewebes resultiert, d. h. ca. 60°C bis 70°C. Alternativ kann der Temperatursensor die Gewebetemperatur direkt messen (z. B. Infratransistor). Diese Ausführungsform ist in Situationen von Vorteil, in denen der Chirurg die Sonde über das Gewebe hin und her bewegt.

[0026] Ein Verfahren zur Entfernung von Fettgewebe, das unter der Epidermis des Patienten liegt, wird offenbart (z. B. Blepharoplastie, Brauenlifting, Augenlidverkürzung, usw.). Dieses Verfahren umfasst das Positionieren einer aktiven Elektrode oder mehrerer aktiver Elektroden und einer Rückführungselektrode oder mehrerer Rückführungselektroden in enger Nähe zu einer Zielstelle auf einer äußeren Körperoberfläche des Patienten. Eine Hochfrequenzspannungsdifferenz wird zwischen der aktiven Elektrode/den aktiven Elektroden und der Rückführungselektrode/den Rückführungselektroden angelegt, und die aktive Elektrode/aktiven Elektroden wird/werden über die äußere Körperoberfläche geschoben, um darin eine Inzision zu erzeugen. Die bipolare Konfiguration der vorliegenden Erfindung steuert den Stromfluss in den unmittelbaren Bereich um das distale Ende der Sonde herum, was Gewebekreose

und Stromleitung durch den Patienten minimiert. Die Restwärme aus der elektrischen Energie führt auch zu gleichzeitiger Blutstillung durchtrennter Blutgefäßen, was die Sicht erhöht und die Erholungszeit für den Patienten verbessert. Die offbarten Techniken können wesentlich weniger Wärmeenergie erzeugen als viele herkömmliche Techniken wie z. B. Laser und herkömmliche Hochfrequenzgeräte, was die kollaterale Gewebebeschädigung reduziert und Schmerzen und postoperative Narben minimiert.

[0027] Bei einigen Verfahren, beispielsweise der Blepharoplastie, wird die Inzision gewählt, um zu ermöglichen, dass ein Teil der äußeren Haut entfernt wird (d. h. umgefaltet oder gänzlich entfernt wird), um das darunterliegende Gewebe, z. B. das Augenhöhlen-Septum bei Belpharoplastie-Verfahren, freizulegen. Abhängig von dem Verfahren werden die Fetteile des darunterliegenden Gewebes dann entweder mit herkömmlichen Werkzeugen, beispielsweise einem Skalpell, oder mit den hier beschriebenen elektrochirurgischen Instrumenten entfernt. Bei der letztgenannten Ausführungsform wird zwischen der aktiven Elektrode/den aktiven Elektroden und der Rückführungselektrode/den Rückführungselektroden ausreichende Hochfrequenzspannung angelegt, um dieses Fettgewebe entweder in situ volumetrisch zu entfernen, oder durch ausreichendes Aufbrechen des Gewebes, um eine Entfernung durch Saugdruck (z. B. Fettabsaugung) zu ermöglichen. In dem letztgenannten Fall kann das Gewebe mit einer elektrochirurgischen Sonde entfernt werden, die ein Aspirationslumen und/oder eine Aspirationselektrode aufweist, um eine Verstopfung des Lumens zu verhindern. Eine vollständigere Beschreibung einer derartigen Vorrichtung kann der Anmeldung mit der Nummer 09/010,382 vom 21. Januar 1998 (Anwaltsnummer A-6) entnommen werden.

[0028] Die Rückführungselektrode(n) ist/sind vorzugsweise von der aktiven Elektrode/den aktiven Elektroden ausreichend beabstandet, um eine Lichtbogenbildung dazwischen bei für Gewebeentfernung geeigneten Spannungen zu verhindern, sowie einen Kontakt der Rückführungselektrode(n) mit dem Gewebe zu verhindern. Der Stromflussweg zwischen den aktiven und den Rückführungselektroden kann durch Führen einer elektrisch leitenden Flüssigkeit entlang eines Flüssigkeitswegs an der Rückführungselektrode vorbei und zur Zielstelle oder durch Anbringen einer zähflüssigen elektrisch leitenden Flüssigkeit, z. B. eines Gels, an der Zielstelle erzeugt werden, und durch Eintauchen der aktiven Elektrode(n) und der Rückführungselektrode(n) in das leitende Gel. Die elektrisch leitende Flüssigkeit wird so gewählt, dass sie ausreichende elektrische Leitfähigkeit aufweist, um zu erlauben, dass Strom von der aktiven zur Rückführungselektrode hindurchfließt, so dass die Flüssigkeit zu Plasma ionisiert, wenn sie ausreichender elektrischer Energie ausgesetzt ist,

wie unten erläutert wird. In der beispielhaften Ausführungsform ist die leitende Flüssigkeit eine isotonische Salzlösung, obwohl auch andere Flüssigkeiten ausgewählt werden können, wie in der ebenfalls anhängigen vorläufigen Patentanmeldung Nr. 60/098,122 vom 27. August 1998 (Anwaltsnummer CB-7B) beschrieben ist.

[0029] Bei der beispielhaften Ausführungsform wird die Inzision durch Entfernen von Gewebe mit molekularen Dissoziations- oder Aufspaltungsprozessen erzeugt. Bei herkömmlicher Elektrochirurgie wird das Gewebe geschnitten durch schnelles Erwärmen des Gewebes bis Zellflüssigkeit explodiert, wodurch eine Schnittwirkung entlang des Wegs der lokalen Erwärmung herbeigeführt wird. Die vorliegende Erfindung entfernt das Gewebe volumetrisch entlang des Schneidewegs in einem kalten Abtragungsverfahren, das die Beschädigung des umgebenden Gewebes durch Wärme minimiert. Bei diesen Verfahren wird an die aktive(n) Elektrode(n) Hochfrequenzspannung angelegt, die ausreicht, um eine elektrisch leitende Flüssigkeit (z. B. ein Gel oder eine Salzlösung) zwischen der Elektrode/den Elektroden und dem Gewebe zu verdampfen. In der verdampften Flüssigkeit bildet sich ionisiertes Plasma, und beschleunigte Teilchen (z. B. Elektronen) werden auf das Gewebe zu beschleunigt, um den molekularen Zusammenbruch oder die Aufspaltung mehrerer Zellschichten des Gewebes zu verursachen. Diese molekulare Dissoziation wird von der volumetrischen Entfernung des Gewebes begleitet. Die kurze Reichweite der beschleunigten geladenen Teilchen innerhalb der Plasmaschicht begrenzt den molekularen Dissoziationsprozess auf die Oberflächenschicht, um Beschädigung und Nekrose des darunterliegenden Gewebes zu minimieren. Dieses Verfahren kann präzise gesteuert werden, um die volumetrische Entfernung von Gewebe von nur 10 bis 50 Mikron bei minimaler Erwärmung oder Beschädigung umgebender oder darunterliegender Gewebestrukturen zu bewirken. Eine vollständigere Beschreibung dieses Phänomens ist dem gemeinsamen US-Patent Nr. 5,683,366 zu entnehmen.

[0030] Ausführungsformen können eine Reihe von Vorteilen gegenüber gegenwärtigen Hochfrequenz- und Lasertechniken zur Herstellung von Inzisionen in der Haut anbieten. Die Fähigkeit, die volumetrische Entfernung von Gewebe präzise zu steuern, führt zu einem sehr definierten, konsequenten und vorhersagbaren Gebiet des Gewebebeschneidens oder der Gewebeentfernung. Die Steuerung der Tiefe der Gewebeentfernung ermöglicht es dem Arzt, eine präzise Inzision durch das Hautgewebe durchzuführen. Die präzise Erwärmung trägt auch dazu bei, Beschädigungen gesunder Gewebestrukturen oder Nerven, die häufig neben dem Zielgewebe liegen, zu minimieren oder ganz auszuschließen. Zusätzlich werden kleine Blutgefäße im Hautgewebe gleichzeitig kaute-

riert und versiegelt, während das Gewebe entfernt wird, um eine kontinuierliche Blutstillung während des Verfahrens zu erhalten. Dies erweitert das Gesichtsfeld des Chirurgen und verkürzt die Dauer des Verfahrens. Außerdem kann, da Ausführungsformen die Verwendung einer elektrisch leitenden Flüssigkeit erlauben (im Gegensatz zu bipolaren und monopolaren Elektrochirurgie-Techniken des Standes der Technik), während des Verfahrens eine isotonische Salzlösung verwendet werden. Salzlösung ist das bevorzugte Medium zur Bewässerung, da es dieselbe Konzentration aufweist wie die Körperflüssigkeiten und daher nicht so sehr wie andere Flüssigkeiten im Körper absorbiert wird.

[0031] Ausführungsformen umfassen im allgemeinen eine elektrochirurgische Sonde oder ein in der Hand zu haltendes Teil mit einem Schaft oder einem Griff mit proximalen und distalen Enden, und eine Elektrodenanordnung am distalen Ende. Die Vorrichtung weist vorzugsweise auch ein Flüssigkeitsabgabeelement zur Abgabe elektrisch leitender Flüssigkeit an das Elektrodenende/die Elektrodenenden und die Zielstelle auf. Das Flüssigkeitsabgabeelement kann sich an der Sonde befinden, z. B. ein Flüssigkeitslumen oder ein Schlauch, oder es kann Teil eines separaten Instruments sein. Alternativ kann ein elektrisch leitendes Gel oder Spray, z. B. ein salzhaltiger Elektrolyt oder ein anderes leitendes Gel, auf die Zielstelle aufgebracht werden. Bei dieser Ausführungsform ist es möglich, dass die Vorrichtung kein Flüssigkeitsabgabeelement aufweist. Bei beiden Ausführungsformen erzeugt die elektrisch leitende Flüssigkeit vorzugsweise einen Stromflussweg von den Elektrodenenden zu einer Rückführungselektrode oder mehreren Rückführungselektroden. Bei einer beispielhaften Ausführungsform befindet sich die Rückführungselektrode an der Sonde in ausreichendem Abstand zu dem Elektrodenende/den Elektrodenenden, um einen Kurzschluss dazwischen im wesentlichen zu vermeiden oder zu minimieren, und um die Rückführungselektrode an der Zielstelle von dem Gewebe abzuschirmen.

[0032] In einer besonderen Konfiguration weist die Elektrodenanordnung eine aktive Elektrode auf die um ein elektrisch isolierendes Elektrodenträger teil von einer Rückführungselektrode beabstandet ist. Bei einer beispielhaften Ausführungsform hat die aktive Elektrode eine im wesentlichen längliche Form mit einem spitzen distalen Ende, um das Schneiden oder die Inzision von Gewebe zu erleichtern, normalerweise mit einer Breite von ca. 0,01 mm bis 10 mm, vorzugsweise ca. 0,1 bis 0,5 mm, und einer exponierten Länge von ca. 5 bis 50 mm, vorzugsweise ca. 10 bis 30 mm. Die Rückführungselektrode weist eine elektrisch leitende Hülle auf, die das isolierende Träger teil umgibt, das sich distal davon erstreckt. Ebenso weist das Träger teil vorzugsweise eine Isolierhülle auf, die die aktive Elektrode, die sich distal davon er-



1307343143258

streckt, umgibt. Bei der beispielhaften Ausführungsform erstreckt sich die Elektrodenanordnung von der distalen Seite eines Trägerseils oder einer Einwegspitze, die an einem Griff befestigt sein können, um den Gebrauch durch den Chirurgen zu erleichtern. Die Einwegspitze enthält typischerweise ein Flüssigkeitsslumen mit einer distalen Öffnung, die sich neben der Elektrodenanordnung befindet, um eine elektrisch leitende Flüssigkeit an die Zielstelle abzugeben. Bei der bevorzugten Ausführungsform erstreckt sich das Flüssigkeitsslumen durch die Einwegspitze, obwohl sie auch einen Flüssigkeitsschlauch aufweisen kann, der sich an der Außenseite der Spitze erstreckt.

[0033] Bei einer alternativen Ausführungsform weist eine elektrochirurgische Sonde ein Elektrodenende oder mehrere Elektrodenenden auf die zum Schneiden von Gewebe ausgestaltet sind, d. h. sie weisen typischerweise eine distale Kante bzw. einen distalen Punkt auf. Bei dieser Ausführungsform ist das Elektrodenende/sind die Elektrodenenden zueinander ausgerichtet, um einen linearen Schnittweg durch das Gewebe zu bilden. Die Rückführungselektrode weist vorzugsweise an dem Schaft, der proximal von dem Elektrodenende/den Elektrodenenden beabstandet ist, eine leitende Hülle auf. Die leitende Hülle kann ein separates leitendes Element sein, das mit einem isolierenden Schaft verbunden ist, oder ein freiliegender Teil eines leitenden Schafts.

[0034] Ein weitergehendes Verständnis der Art und der Vorteile der Erfindung erschließt sich unter Bezugnahme auf die verbleibenden Teile der Beschreibung und auf die Zeichnungen, in denen bevorzugte Ausführungsformen nur beispielhaft offenbart sind.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0035] **Fig. 1** ist eine perspektivische Ansicht eines elektrochirurgischen Systems zur Behandlung der Haut eines Patienten, mit einem elektrochirurgischen Generator und einer elektrochirurgischen Sonde oder einem in der Hand zu haltenden Teil;

[0036] **Fig. 2** ist eine perspektivische Ansicht einer Ausführungsform einer elektrochirurgischen Sonde, die nach den Prinzipien der vorliegenden Erfindung aufgebaut ist;

[0037] **Fig. 3A-3C** sind auseinandergezogene isometrische Ansichten der in **Fig. 2** gezeigten Sonde;

[0038] **Fig. 4** ist eine Endansicht der distalen Spitze der Sonde, die einen Elektroenträger mit einer Vielzahl von Elektrodenenden zeigt;

[0039] **Fig. 5** zeigt die elektrischen Verbindungen und den Elektroenträger des in der Hand zu haltenden Teils im Einzelnen;

[0040] **Fig. 6** ist eine Endansicht eines beispielhaften Elektroenträgers, der einen Vielschichten-Wafer mit plattierte Leitern für Elektroden aufweist;

[0041] **Fig. 7** und **8** sind Seitenansichten des in **Fig. 6** gezeigten Elektroenträgers;

[0042] **Fig. 9A-13A** sind Seitenansichten der einzelnen Waferschichten des Elektroenträgers;

[0043] **Fig. 9B-13B** sind Querschnittsansichten der einzelnen Waferschichten;

[0044] **Fig. 14** und **15** zeigen eine alternative Vielschichten-Wafer-Gestaltung gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0045] **Fig. 16A** zeigt ein Verfahren zum Behandeln der äußeren Hautschicht eines Patienten bei einem Hauerneuerungsverfahren, wobei eine äußere Schicht der Epidermis entfernt oder abgetragen wird und die Kollagenfasern in der darunterliegenden Dermis zusammengezogen werden;

[0046] **Fig. 16B** zeigt ein Verfahren zur Behandlung der äußeren Hautschicht eines Patienten bei einem Hauerneuerungsverfahren mit einer elektrochirurgischen Sonde, die ein einzelnes, aktives Elektrodenende aufweist;

[0047] **Fig. 17** zeigt ein Hauerneuerungsverfahren, bei dem die Epidermisschicht von der Papillardermis abgetrennt und dann durch Wegwischen der abgetrennten Schicht entfernt wird;

[0048] **Fig. 18A** und **18B** zeigen ein Verfahren zur Behandlung einer Gefäßläsion;

[0049] **Fig. 19** zeigt ein Verfahren zum Entfernen von Schädeldeckengewebe und/oder Haar gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0050] **Fig. 20** ist eine Querschnittsansicht einer alternativen elektrochirurgischen Sonde zum Anlegen von Hochfrequenzspannung an Gewebeschichten auf der Haut;

[0051] **Fig. 21** ist eine Graphik, die die elektrische Impedanz von Gewebe und isotonischer Salzlösung bei Betriebsfrequenz zeigt;

[0052] **Fig. 22** zeigt eine weitere Ausführungsform der Sonde der vorliegenden Erfindung, die zusätzliche Elektroden, die zur Kontraktion von Gewebe dimensioniert sind, aufweist;

[0053] **Fig. 23** zeigt eine weitere Ausführungsform der Sonde der vorliegenden Erfindung, die speziell zum Herstellen von Inzisionen in äußeren Hautoberflächen gestaltet ist;

[0054] Fig. 24–26 zeigen ein Verfahren gemäß der vorliegenden Erfindung zur Entfernung von Fettgewebe unter den Augenlidern, um das Syndrom der „sackartigen Augenlider“ zu behandeln;

[0055] Fig. 27 ist eine detaillierte Endansicht einer elektrochirurgischen Sonde, die ein längliches, lineares Array von Elektrodenenden aufweist, die zur Verwendung beim chirurgischen Schneiden geeignet sind;

[0056] Fig. 28 ist eine Detailansicht eines einzelnen Elektrodenendes, das an seiner distalen Spitze ein abgeflachtes Ende aufweist;

[0057] Fig. 29 ist eine Detailansicht eines einzelnen Elektrodenendes, das an seiner distalen Spitze ein spitzes Ende aufweist;

[0058] Fig. 30 ist eine perspektivische Ansicht einer weiteren Ausführungsform einer elektrochirurgischen Sonde zur Verwendung bei dermatologischen Verfahren; und

[0059] Fig. 31 ist eine Detailansicht des distalen Teils einer weiteren elektrochirurgischen Sonde gemäß der vorliegenden Erfindung.

[0060] Eine Ausführungsform sieht Systeme und Verfahren zum selektiven Aufbringen elektrischer Energie auf eine Zielstelle in oder an dem Körper eines Patienten vor, insbesondere einschließlich Verfahren an einer äußeren Körperoberfläche, wie Kollagenewebe im Auge und epidermische und dermische Gewebe in der Haut. Der Einfachheit halber wird die verbleibende Offenbarung speziell auf die Entfernung von Hautgewebe und/oder auf Kollagenschrumpfen in der Epidermis oder Dermis gerichtet, z. B. die Entfernung von Pigmentflecken, Gefäßläsionen (z. B. Beinvenen), Narben, Tattoos, etc., und auf weitere chirurgische Verfahren auf der Haut, wie z. B. Gewebeverjüngung, kosmetische Chirurgie, Faltenentfernung, Haarentfernungs- und/oder Transplantationsverfahren. Es ist jedoch offensichtlich, dass das System und das Verfahren genauso gut auf Verfahren angewendet werden können, die andere Gewebe des Körpers betreffen, sowie auf andere Verfahren, die offene Chirurgie, arthroskopische Chirurgie, laparoskopische Chirurgie, thorakoskopische Chirurgie und andere endoskopische Chirurgieverfahren betreffen.

[0061] Die Ausführungsform legt elektrische Hochfrequenzenergie (HF) an ein oder mehrere Elektrodenende(n) nahe einer äußeren Körperoberfläche an, beispielsweise der äußeren Oberfläche der Haut, um die Gewebestruktur in der Haut zu entfernen und/oder zu verändern. Abhängig von dem speziellen kosmetischen Verfahren kann die vorliegende Erfindung verwendet werden, um: (1) Gewebe oder Haar volumetrisch zu entfernen (d. h. die Gewebestruktur abzutragen oder molekulare Dissoziation durchzuführen); (2) eine Gewebeschicht von einer darunterliegenden Gewebeschicht abzukoppeln oder abzutrennen, so dass die Gewebeschicht später entfernt werden kann; (3) Kollagenbindegewebe zu schrumpfen oder zusammenzuziehen; und/oder (4) Blutgefäße, die unter der Hautoberfläche liegen, zu koagulieren. Bei einigen Verfahren ist es erwünscht, Kollagenbindegewebe in den epidermischen und dermischen Hautschichten zu schrumpfen oder zusammenzuziehen. Bei diesen Verfahren erwärmt die Hochfrequenzenergie das Gewebe direkt mittels des elektrischen Stroms, der hindurchfließt und/oder indirekt dadurch, dass das Gewebe Flüssigkeit ausgesetzt wird, die von Hochfrequenzenergie erwärmt worden ist, um die Gewebetemperatur von normalen Körpertemperaturen (z. B. 37°C) auf Temperaturen im Bereich von 45°C bis 90°C, vorzugsweise im Bereich von 55°C bis 70°C, zu erhöhen. Das Wärmeschrumpfen von Kollagenfasern erfolgt innerhalb eines kleinen Temperaturbereichs, der sich für Kollagen von Säugetieren im Bereich von ca. 60°C bis 70°C bewegt (Deak, G., et al., „The Thermal Shrinkage Process of Collagen Fibres as Revealed by Polarization Optical Analysis of Topooptical Staining Reactions“ [Der Wärmeschrumpfungsprozess von Kollagenfasern gemäß der optischen Polarisationsanalyse von topo-optischen Färbereaktionen], Acta Morphologica Acad. Sci. of Hungary, Band 15(2), S. 195–208, 1967). Bei Kollagenfasern in der Haut erfolgt eine Wärmeschrumpfung typischerweise im Bereich von 55°C bis ca. 62°C. Frühere Forschungsberichte haben die Wärmeschrumpfung von Kollagen auf die Spaltung von internen stabilisierenden Querverbindungen in der Kollagenmatrix zurückgeführt (Deak, ibid). Es wurde auch berichtet, dass, wenn die Kollagenteratur über 70°C erhöht wird, die Kollagenmatrix sich wieder zu erholen beginnt und der Schrumpfungseffekt revidiert wird, was zu keiner direkten Schrumpfung führt (Allain, J. C., et al., „Isometric Tensions Developed During the Hydrothermal Swelling of Rat Skin“ [Isometrische Spannungen, die sich während des hydrothermischen Anschwellens der Haut von Ratten entwickeln], Connective Tissue Research [Bindegewebe-Forschung], Band 7, S. 127–133, 1980). Folglich ist die gesteuerte Erwärmung von Gewebe bis zu einer präzisen Tiefe kritisch für das Erreichen einer therapeutischen Kollagenschrumpfung. Eine detailliertere Beschreibung der Kollagenschrumpfung ist in der US-Patentanmeldung Nr. 08/942,580 vom 2. Oktober 1997 enthalten (Anwaltsnummer 16238-001300).

[0062] Die bevorzugte Tiefe der Erwärmung zum Durchführen der Schrumpfung von Kollagen in dem erwärmten Bereich (d. h. die Tiefe, bis zu der das Gewebe auf Temperaturen zwischen 55°C und 70°C erwärmt wird) hängt im allgemeinen ab von (1) der Stärke des Gewebes, (2) der Position von angren-



1307343143258

zenden Strukturen (z. B. Nerven), die keinen schädigenden Temperaturen ausgesetzt werden sollten, und/oder (3) der Position der Kollagengewebe-schicht, in der die therapeutische Schrumpfung durchgeführt werden soll. Die Tiefe der Erwärmung bewegt sich normalerweise im Bereich von 0 bis 3,5 mm. Im Fall von Kollagen, das unter der Hautoberfläche liegt, bewegt sich die Tiefe der Erwärmung vorzugsweise im Bereich von 0,1 mm bis 0,5 mm.

[0063] Bei einigen Verfahren (z. B. bei Faltenentfernung, Hauttumoren, etc.) kann es erwünscht sein, Gewebestrukturen auf der Hautoberfläche zu entfernen. Bei einem Verfahren der vorliegenden Erfindung wird eine Hochfrequenzspannungsdifferenz zwischen einem oder mehreren Elektrodenende(n) und einer oder mehreren Rückführungselektrode(n) angelegt, um eine Gewebeschicht (z. B. die Epidermis) ausreichend zu erwärmen, um die Gewebeschicht von der darunterliegenden Haut (z. B. der Papilladermis) abzukoppeln oder abzutrennen. Wenn sie abgetrennt ist, kann die Gewebeschicht physisch von dem Patienten durch eine Vielzahl von Mitteln entfernt werden, beispielsweise durch Abbürsten mit einem feuchten Tuch oder Gazepad, durch Abspülen der Behandlungsstelle, usw. Bei diesem Verfahren ist die Spannungsdifferenz vorzugsweise ausreichend, um ein weiteres Erwärmen der darunterliegenden Haut zu verursachen, während die Gewebeschicht davon abgetrennt wird. Diese Erwärmung bewirkt in der beispielhaften Ausführungsform eine Kontraktion des Kollagenbindegewebes in der darunterliegenden Haut.

[0064] Bei einem anderen Verfahren werden die äußeren Gewebestrukturen eher volumetrisch entfernt als, wie oben beschrieben, weggebürstet oder abgespült. Bei diesem Verfahren wird eine Hochfrequenzspannungsdifferenz zwischen einem oder mehreren Elektrodenende(n) und einer oder mehreren Rückführungselektrode(n) angelegt, um hohe elektrische Feldintensitäten nahe der Zielgewebestelle zu entwickeln. Die hohen elektrischen Feldintensitäten führen zu einem durch das elektrische Feld verursachten molekularen Zusammenbruch des Zielgewebes durch molekulare Dissoziation (eher als thermische Verdampfung oder Karbonisation). Die Anmelderin ist der Meinung, dass die Gewebestruktur durch molekulare Aufspaltung größerer organischer Moleküle in kleinere Moleküle und/oder Atome, z. B. Wasserstoff, Kohlenstoffoxide, Kohlenwasserstoffe und Stickstoffzusammensetzungen volumetrisch entfernt wird. Diese molekulare Aufspaltung entfernt die Gewebestruktur komplett im Vergleich zur Dehydrierung des Gewebematerials durch Flüssigkeitsentzug in den Gewebezellen, was typischerweise bei elektro-chirurgischer Austrocknung und Verdampfung der Fall ist.

[0065] Die hohen elektrischen Feldintensitäten kön-

nen durch Anlegen einer Hochfrequenzspannung erzeugt werden, die ausreicht, um eine elektrisch leitende Flüssigkeit über wenigstens einen Teil des Elektrodenendes/der Elektrodenenden im Bereich zwischen der distalen Spitze des Elektrodenendes/der Elektrodenenden und des Zielgewebes zu verdampfen. Die elektrisch leitende Flüssigkeit kann eine Flüssigkeit wie eine isotonische Salzlösung sein, die auf die Zielstelle gegeben wird, oder eine zähflüssige Flüssigkeit wie ein Gel, das an der Zielstelle aufgetragen wird. Bei der letztgenannten Ausführungsform wird das Elektrodenende/werden die Elektrodenenden während des chirurgischen Verfahrens in das elektrisch leitende Gel eingetaucht. Da die Dampfschicht oder der verdampfte Bereich eine relativ hohe elektrische Impedanz aufweist, wird das Spannungsdifferential zwischen der Elektrodenendenspitze und dem Gewebe erhöht und eine Ionisation in der Dampfschicht aufgrund der Anwesenheit einer ionisierbaren Spezies (z. B. Natrium, wenn die elektrisch leitende Flüssigkeit eine isotonische Salzlösung ist) verursacht. Diese Ionisation führt unter optimalen Bedingungen zur Entladung energetischer Elektronen und Photonen aus der Dampfschicht auf die Oberfläche des Zielgewebes. Diese Energie kann in Form energetischer Photonen (z. B. ultravioletter Strahlung), energetischer Partikel (z. B. Elektronen) oder einer Kombination davon auftreten. Eine detaillierte Beschreibung dieses Phänomens ist dem gemeinsamen US-Patent Nr. 5,683,366 zu entnehmen.

[0066] Bei dem vorgenannten Verfahren kann es auch wünschenswert sein, eine Kollagenschrumpfung oder eine Kontraktion der unter dem entfernten oder abgetragenen epidermischen Gewebe liegenden Gewebeschichten zu bewirken. Bei diesen Verfahren kann die Temperatur des Elektrodenendes/der Elektrodenenden vorsichtig gesteuert werden, so dass auf diese darunterliegenden Schichten genügend Wärmeenergie übertragen wird, um das Kollagenbindegewebe zusammenzuziehen. Die Wärmeenergie kann direkt durch Hochfrequenzstrom übertragen werden, der die darunterliegenden Gewebeschichten durchdringt und resistiv erwärmt, oder sie kann indirekt durch Erwärmen der elektrisch leitenden Flüssigkeit und ermöglichen der erwärmten Flüssigkeit, die darunterliegenden Schichten nach Entfernung der epidermischen Schichten zu kontaktieren, übertragen werden. Eine vollständige Beschreibung geeigneter Verfahren zum Kontraktieren von Kollagengewebe mit Hochfrequenzenergie ist in der US-Patentanmeldung Nr. 08/942,579 vom 2. Oktober 1997 (Anwaltsnummer 16238-001300) beschrieben.

[0067] Bei anderen Verfahren kann es erwünscht sein, Gefäßläsionen wie Feuermale, Gesichtsvenen, Telangiaktasie, Geburtsmale, Krampfadern und dergleichen zu behandeln. Bei diesen Verfahren wird elektrische Energie an das Gefäß angelegt, so dass



1307343143258

die Energie im Blut absorbiert wird, so dass das Blut koaguliert und das Gefäß kollabiert. Auf das Blutgefäß kann auf eine Vielzahl von Arten zugegriffen werden. Beispielsweise kann Hochfrequenzspannung an ein Elektrodenende oder mehrere Elektrodenenden an der Hautoberfläche angelegt werden, so dass genügend Wärmeenergie durch die Haut in das Blutgefäß abgegeben wird, um das Blut darin zu koagulieren. Alternativ kann die Haut mit der scharfen Spitze einer Sonde durchstochen werden. Bei diesem Verfahren wird die Sonde an eine Stelle nahe des zu behandelnden Gefäßes vorgeschoben, und Hochfrequenzenergie wird an das distale Ende der Sonde angelegt, um das Gefäß an dieser Stelle zu koagulieren und zu kollabieren. Dieser Vorgang kann an vielen Stellen entlang der Länge des Gefäßes wiederholt werden, so dass das Gefäß über die gesamte Länge kollabiert.

[0068] Bei anderen Verfahren kann die Hochfrequenzspannung auf einen kleinen Punkt auf der Hautoberfläche über dem zu behandelnden Gefäß fokussiert werden, so dass ein kleines Volumen (z. B. ein Kanal oder ein Loch) der Haut abgetragen wird, bis das Gefäß erreicht ist. Systeme und Verfahren zum Bilden von Kanälen oder Löchern durch das Gewebe hindurch mit elektrischer Energie sind im US-Patent Nr. 5,683,366 vorgesehen.

[0069] Die Ausführungsform ist auch von Nutzen, um Gewebe um Nerven herum zu schneiden oder zu entfernen, z. B. Hirnnerven, Gesichtsnerven, Hör-/Gleichgewichtsnerven und dergleichen. Ein wesentlicher Nachteil von Hochfrequenzgeräten und Lasern im Stand der Technik ist es, dass diese Geräte nicht zwischen dem Zielgewebe und den umgebenden Nerven oder Knochen unterscheiden. Daher muss der Chirurg während dieser Verfahren äußerst vorsichtig sein, um eine Beschädigung der Nerven an der und um die Zielstelle herum zu vermeiden. Bei der vorliegenden Erfindung führt das Coblation™-Verfahren zum Entfernen von Gewebe zu äußerst geringen Tiefen kollateraler Gewebebeschädigung, wie oben erläutert. Dies ermöglicht es dem Chirurgen, Gewebe nahe am Nerv zu entfernen oder zu schneiden, ohne den Nervenfasern kollaterale Beschädigung zuzufügen.

[0070] Zusätzlich zu der im allgemeinen präzisen Art des neuen Mechanismus der vorliegenden Erfindung hat die Anmelderin ein zusätzliches Verfahren entdeckt, um zu gewährleisten, dass benachbarte Nerven nicht während der Gewebeentfernung beschädigt werden. Gemäß der vorliegenden Erfindung werden Systeme bereitgestellt, die zwischen dem Fettgewebe, das Nervenfasern unmittelbar umgibt, und dem normalen Gewebe, das während des Verfahrens entfernt werden soll, unterscheiden. Nerven weisen normalerweise eine bindegewebige Hülle oder Epineurium auf, die die Nervenfaserbündel um-

hüllt, wobei jedes Bündel von seiner eigenen bindegewebigen Hülle umgeben ist (dem Perineurium), um diese Nervenfasern zu schützen. Die äußere bindegewebige Hülle oder Epineurium weist typischerweise ein Fettgewebe (z. B. Adiposegewebe) auf, das wesentlich andere elektrische Eigenschaften hat als das normale Zielgewebe, z. B. die Nasenmuscheln, Polypen, Mucusgewebe oder dergleichen, die beispielsweise während Sinusverfahren aus der Nase entfernt werden. Das System der vorliegenden Erfindung misst die elektrischen Eigenschaften des Gewebes an der Sondenspitze mit einem oder mehreren Elektrodenende(n). Diese elektrischen Eigenschaften können elektrische Leitfähigkeit bei einer, mehreren oder einem Bereich von Frequenzen (z. B. im Bereich von 1 kHz bis 100 MHz), Dielektrizitätskonstanten, Kapazität oder Kombinationen davon umfassen. Bei dieser Ausführungsform kann ein hörbares Signal erzeugt werden, wenn die fühlende(n) Elektrode(n) an der Sondenspitze das einen Nerv umgebende Fettgewebe ermittelt/ermitteln, oder es kann eine direkte Feedback-Steuerung vorgesehen werden, um dem Elektrodenende/den Elektrodenenden entweder einzeln oder dem gesamten Array von Elektroden nur dann Energie zuzuführen, falls und wenn das an der Spitze oder dem Arbeitsende der Sonde angetroffene Gewebe normales Gewebe auf Grund der gemessenen elektrischen Eigenschaften ist.

[0071] Zusätzlich zu dem Vorgenannten hat die Anmelderin festgestellt, dass der Coblation™-Mechanismus der vorliegenden Erfindung manipuliert werden kann, um bestimmte Gewebestrukturen abzutragen oder zu schneiden, während er auf andere Gewebestrukturen nur geringe Wirkung hat. Wie oben erläutert, benutzt die vorliegende Erfindung die Technik des Verdampfens elektrisch leitender Flüssigkeit, um um das Elektrodenende/die Elektrodenenden eine Plasmaschicht oder -tasche zu bilden, und dann die Abgabe von Energie aus dieser Plasma- oder Dampfschicht herbeizuführen, um die molekularen Bindungen der Gewebestruktur aufzubrechen. Auf der Grundlage anfänglicher Experimente ist die Anmelderin der Auffassung, dass die freien Elektronen in der ionisierten Dampfschicht in den hohen elektrischen Feldern neben der Elektrodenspitze/den Elektrodenspitzen beschleunigt werden. Wenn die Dichte der Dampfschicht (oder in einer in der elektrisch leitenden Flüssigkeit gebildeten Blase) gering genug wird (d. h. weniger als ca. 10^{20} Atome/cm³ für wässrige Lösungen), erhöht sich die mittlere freie Weglänge der Elektronen, um zu ermöglichen, dass nachträglich injizierte Elektronen in diesen Bereichen geringer Dichte (d. h. Dampfschichten oder Blasen) Stossionisation verursachen. Die von den energetischen Elektronen entwickelte Energie (z. B. 4 bis 5 eV) kann dann ein Molekül bombardieren und seine Bindungen aufbrechen, wodurch das Molekül in freie Radikale zerfällt, die sich dann zu endgültigen gasförmigen Produkten zusammensetzen.

1307343-143258

gen oder flüssigen Spezies verbinden.

[0072] Die von den energetischen Elektronen entwickelte Energie kann durch Einstellen einer Vielzahl von Faktoren verändert werden, z. B. durch die Anzahl der Elektrodenenden, die Größe und den Abstand der Elektroden, den Oberflächenbereich der Elektroden, die Schärfen und spitzen Kanten an den Elektrodenoberflächen, das Elektrodenmaterial, die angelegte Spannung und Energie, die Strombegrenzungseinrichtungen, z. B. Induktoren, die elektrische Leitfähigkeit der mit den Elektroden in Kontakt stehenden Flüssigkeit, die Dichte der Flüssigkeit, und andere Faktoren. Demgemäß können diese Faktoren manipuliert werden, um den Energiepegel der angeregten Elektronen zu steuern. Da unterschiedliche Gewebestrukturen unterschiedliche Molekülbindungen aufweisen, kann die vorliegende Erfindung so konfiguriert werden, dass sie Molekülbindungen eines gewissen Gewebes aufbricht, während sie zu wenig Energie hat, um die Molekülbindungen anderer Gewebe aufzubrechen. Beispielsweise weist Fettgewebe (z. B. Adiposegewebe) Doppelbindungen auf, die zum Aufbrechen einen wesentlich höheren Energiepegel benötigen als 4 bis 5 eV. Demgemäß trägt die vorliegende Erfindung in ihrer gegenwärtigen Konfiguration ein derartiges Fettgewebe nicht ab und entfernt es nicht. Selbstverständlich können die Faktoren so verändert werden, dass diese Doppelbindungen ebenfalls auf ähnliche Weise wie Einzelbindungen aufgebrochen werden können (z. B. durch Erhöhen der Spannung oder Verändern der Elektrodenkonfiguration, um die Stromstärke an den Elektroden spitzen zu erhöhen). Eine vollständigere Beschreibung dieses Phänomens erfolgt in der ebenfalls anhängigen US-Patentanmeldung Nr. 09/032,375 vom 27. Februar 1998 (Anwaltsnummer CB-3).

[0073] Ausführungsformen können Systeme, Vorrichtungen und Verfahren zum selektiven Entfernen von Tumoren, z. B. Gesichtstumoren, oder anderen unerwünschten Körperstrukturen vorsehen, während sie die Ausbreitung lebensfähiger Zellen aus dem Tumor minimieren. Herkömmliche Techniken zum Entfernen derartiger Tumoren führen im allgemeinen zu der Erzeugung von Rauch im chirurgischen Umfeld, elektrochirurgische oder Laser-Dampffahne genannt, der/die intakte, lebensfähige bakterielle oder virale Partikel aus dem Tumor oder der Läsion auf das Chirurgenteam oder andere Körperteile des Patienten verbreiten kann. Dieses mögliche Verbreiten lebensfähiger Zellen oder Partikel hat zu erhöhten Bedenken hinsichtlich der Proliferation gewisser schwächender und tödlicher Krankheiten wie Hepatitis, Herpes, HIV und Papillomavirus geführt. Bei der Ausführungsform wird Hochfrequenzspannung zwischen das Elektrodenende/die Elektrodenenden und eine oder mehrere Rückführungselektrode(n) angelegt, um wenigstens einen Teil der Gewebezellen in dem

Tumor durch die Dissoziation oder die Aufspaltung organischer Moleküle zu nicht lebensfähigen Atomen und Molekülen volumetrisch zu entfernen. Insbesondere wandelt die vorliegende Erfindung die festen Gewebezellen in nicht kondensierbare Gase um, die nicht länger intakt oder lebensfähig sind und somit keine lebensfähigen Tumorphänotypen in andere Teile des Gehirns des Patienten oder auf das Chirurgenteam verbreiten können. Die Hochfrequenzspannung ist vorzugsweise so gewählt, dass eine gesteuerte Entfernung dieser Gewebezellen bewirkt wird, während wesentliche Gewebekroze für umgebendes oder darunterliegendes Gewebe minimiert wird. Eine vollständigere Beschreibung dieses Phänomens kann der ebenfalls anhängigen US-Patentanmeldung 09/109,219 vom 30. Juni 1998 (Anwaltsnummer CB-1) entnommen werden.

[0074] Die elektrochirurgische Sonde weist einen Schaft oder ein in der Hand zu haltendes Teil mit einem proximalen Ende und einem distalen Ende auf, das ein oder mehrere Elektrodenende(n) trägt. Der Schaft oder das in der Hand zu haltende Teil kann eine breite Vielfalt von Konfigurationen einnehmen, wobei es der vorrangige Zweck ist, die aktive Elektrode mechanisch zu tragen und es dem behandelnden Arzt zu erlauben, die Elektrode von einem proximalen Ende des Schafts aus zu bedienen. Für dermatologische Verfahren weist der Schaft eine beliebige geeignete Länge und einen beliebigen geeigneten Durchmesser auf, die dem Chirurgen die Handhabung erleichtern.

[0075] Die Ausführungsform kann ein einziges aktives Elektrodenende oder einen Elektrodenarray verwenden, der über eine Kontaktfläche einer Sonde verteilt ist. Bei der letztgenannten Ausführungsform weist der Elektrodenarray normalerweise eine Vielzahl unabhängig strombegrenzter und/oder energiesteuerter Elektrodenenden auf, um selektiv elektrische Energie an das Zielgewebe anzulegen, während das unerwünschte Zuführen elektrischer Energie an das umgebende Gewebe und an die aus der Energieverbreitung in umgebende elektrisch leitende Flüssigkeiten wie Blut, normale Salzlösung, elektrisch leitendes Gel und dergleichen resultierende Umgebung begrenzt wird. Die Elektrodenenden können dadurch unabhängig strombegrenzt werden, dass die Enden voneinander isoliert werden und jedes Ende mit einer separaten Energiequelle verbunden wird, die von den anderen Elektrodenenden isoliert ist. Alternativ können die Elektrodenenden entweder an den proximalen oder distalen Enden der Sonde miteinander verbunden werden, um einen einzigen Draht zu bilden, der mit einer Energiequelle gekoppelt ist.

[0076] Das Elektrodenende wird/die Elektrodenenden werden vorzugsweise in oder von einem inorganischen Isolierträger getragen, der sich nahe des dis-

talen Endes des Instrumentenschafts befindet. Die Rückführungselektrode kann am Instrumentenschaft positioniert sein, an einem anderen Instrument oder an der äußeren Oberfläche des Patienten (d. h. einem dispersiven Pad). Die enge Nähe der Nerven und anderen empfindlichen Gewebes im Gesicht macht jedoch eine bipolare Gestaltung zur bevorzugten Gestaltung, weil diese den Stromfluss durch Gesichtsgewebe und umgebende Nerven minimiert. Demgemäß ist die Rückführungselektrode vorzugsweise entweder im Instrumentenkörper oder in einem anderen Instrument, das sich in enger Nähe zum distalen Ende des Instruments befindet, integriert. Das proximale Ende des Instruments weist entsprechende elektrische Verbindungen zum Koppeln der Rückführungselektrode(n) und des Elektrodenendes/der Elektrodenenden an eine Hochfrequenzenergieversorgung, z. B. einen elektrochirurgischen Generator, auf.

[0077] Der Stromflussweg zwischen den Elektrodenenden und der/den Rückführungselektrode(n) kann durch Eintauchen der Gewebestelle in eine elektrisch leitende Flüssigkeit (z. B. in eine zähflüssige Flüssigkeit wie ein elektrisch leitendes Gel) oder durch Führen einer elektrisch leitenden Flüssigkeit entlang eines Flüssigkeitswegs zur Zielstelle (d. h. eine Flüssigkeit wie eine isotonische Salzlösung, oder ein Gas wie Argon) erzeugt werden. Das leitende Gel kann auch auf die Zielstelle aufgebracht werden, um eine langsamere, gesteuerte Abgabegeschwindigkeit der leitenden Flüssigkeit zu erreichen. Zusätzlich kann die zähflüssige Natur des Gels es dem Chirurgen ermöglichen, das Gel leichter um die Zielstelle herum zu begrenzen (z. B. leichter als zu versuchen, isotonische Salzlösung zu begrenzen). Eine vollständigere Beschreibung eines beispielhaften Verfahrens zum Führen elektrisch leitender Flüssigkeit zwischen den aktiven und den Rückführungselektroden ist im US-Patent Nr. 5,697,281 beschrieben. Alternativ können natürliche leitende Körperflüssigkeiten wie Blut ausreichen, um einen leitenden Weg zwischen der/den Rückführungselektrode(n) und dem/den Elektrodenende(n) herzustellen und die Bedingungen zur Erzeugung einer Dampfschicht, wie oben beschrieben, zu schaffen. Die leitende Flüssigkeit, die auf den Patienten aufgebracht wird, ist jedoch im allgemeinen gegenüber Blut vorzuziehen, weil Blut dazu neigt, bei gewissen Temperaturen zu koagulieren. Vorteilhaftweise kann eine flüssige elektrisch leitende Flüssigkeit (z. B. eine isotonische Salzlösung) verwendet werden, um die Zielgewebeoberfläche gleichzeitig zu „baden“, um ein zusätzliches Mittel zur Entfernung beliebigen Gewebes zu schaffen und den im vorhergegangenen Moment abgetragenen Bereich des Zielgewebes zu kühlen.

[0078] Die Energiezufuhr kann eine Flüssigkeitssperre aufweisen, um den Energiefluss zum Elektrodenende/zu den Elektrodenenden zu unterbrechen,

wenn sich nicht genügend leitende Flüssigkeit um das/die Elektrodenende(n) herum befindet. Dies stellt sicher, dass das Instrument nicht aktiviert wird, wenn keine leitende Flüssigkeit vorhanden ist, so dass Gewebebeschädigungen, die sonst auftreten könnten, minimiert werden. Eine vollständigere Beschreibung einer derartigen Flüssigkeitssperre kann der gemeinsamen, ebenfalls anhängigen US-Anmeldung Nr. 09/058,336 vom 10. April 1998 (Anwaltsnummer CB-4) entnommen werden.

[0079] Bei einigen Verfahren kann es auch notwendig sein, die elektrisch leitende Flüssigkeit, die nicht kondensierbaren gasförmigen Abtragungsprodukte und/oder Fettgewebefragmente, die nicht vollständig *in situ* abgetragen worden sind, herauszuholen oder abzusaugen. Bei Blepharoplastie-Verfahren kann es beispielsweise erwünscht sein, mittels der vorliegenden Erfindung das darunterliegende Fettgewebe von den Augenlidern des Patienten zu entfernen. Dies kann dadurch erreicht werden, dass dieses Gewebe zunächst mittels des Coblation-Mechanismus der vorliegenden Erfindung aufgebrochen wird und die verbleibenden Gewebefragmente dann vom Patienten abgesaugt werden. Demgemäß kann das System der vorliegenden Erfindung ein oder mehrere Sauglumen in dem Instrument oder in einem anderen Instrument aufweisen, das/die mit einer geeigneten Vakuumquelle verbunden ist/sind, um Flüssigkeiten von der Zielstelle abzusaugen. Zusätzlich kann die Erfindung eine oder mehrere Ansaugelektrode(n) aufweisen, die mit dem distalen Ende des Sauglumens verbunden sind, um das Volumen nicht abgetragener Gewebefragmente, die in das Lumen gesaugt wurden, abzutragen oder zumindest zu reduzieren. Die Ansaugelektrode(n) funktioniert/funktionieren hauptsächlich so, dass sie ein Verstopfen des Lumens verhindern, das sonst auftreten könnte, wenn größere Gewebefragmente hineingezogen werden. Die Ansaugelektrode(n) kann/können zu dem/den Abtragungselektrodenende(n) unterschiedlich sein, oder dieselbe(n) Elektrode(n) kann/können beiden Funktionen dienen. Eine vollständigere Beschreibung von Instrumenten, die (eine) Ansaugelektrode(n) enthalten, kann der gemeinsamen, ebenfalls anhängigen Patentanmeldung mit dem Titel „Systems And Methods For Tissue Resection, Ablation And Aspiration“ [Systeme und Verfahren zur Resektion, Abtragung und Absaugung von Gewebe] vom 21. Januar 1998 entnommen werden.

[0080] In einer Konfiguration ist jedes einzelne Elektrodenende im Elektrodenarray von allen anderen Elektrodenenden im Array in der Sonde elektrisch isoliert und mit einer Energiequelle verbunden, die von jedem der anderen Elektrodenenden im Array isoliert ist, oder mit einer Schaltung, die den Stromfluss zum Elektrodenende begrenzt oder unterbricht, wenn ein Material mit niedrigem Widerstand (z. B. Blut, elektrisch leitende Salzlösungsspülung oder

1307343-43258

elektrisch leitendes Gel) einen niedrigeren Impedanzweg zwischen der Rückführungselektrode und dem einzelnen Elektrodenende verursacht. Die isolierten Energiequellen für jedes einzelne Elektrodenende können separate Energieführschaltungen sein, die interne Impedanzeigenschaften aufweisen, welche den Energiefluss zu dem assoziierten Elektrodenende begrenzen, wenn ein niedriger Impedanzrückweg angetroffen wird. Beispielsweise kann die isolierte Energiequelle eine vom Benutzer selektierbare konstante Stromquelle sein. Bei dieser Ausführungsform werden niedrigere Impedanzwege automatisch zu niedrigeren resistiven Wärmepegeln führen, da die Erwärmung proportional zum Quadrat des Betriebsstroms mal der Impedanz ist. Alternativ kann eine einzige Energiequelle mit jedem Elektrodenende durch unabhängig betätigbare Schalter verbunden werden, oder durch unabhängige Strombegrenzungselemente, z. B. Induktoren, Kondensatoren, Widerstände und/oder Kombinationen davon. Die Strombegrenzungselemente können in der Sonde, in Verbindungselementen, Kabeln, Reglern oder entlang des leitenden Wegs von den Reglern zur distalen Spitze der Sonde vorgesehen sein. Alternativ kann der Widerstand und/oder die Kapazität auf der Oberfläche des aktiven Elektrodenendes/der aktiven Elektrodenenden aufgrund von Oxydschichten auftreten, die ausgewählte Elektrodenenden bilden (z. B. Titan oder eine resistive Beschichtung auf der Oberfläche von Metall, z. B. Platin).

[0081] Der Spitzenbereich der Sonde kann viele unabhängige Elektrodenenden aufweisen, die zur Abgabe elektrischer Energie in der Nähe der Spitze ausgestaltet sind. Das selektive Zuführen elektrischer Energie zu der leitenden Flüssigkeit wird dadurch erreicht, dass jedes einzelne Elektrodenende und die Rückführungselektrode mit einer Energiequelle verbunden werden, die unabhängig gesteuerte oder strombegrenzte Kanäle aufweist. Die Rückführungselektrode kann ein röhrenförmiges Element aus leitendem Material sein, das sich proximal zum Elektrodenarray an der Spitze befindet und auch als Leitung zum Zuführen der elektrisch leitenden Flüssigkeit zwischen den aktiven und den Rückführungselektroden dient. Das Anlegen von Hochfrequenzspannung zwischen die Rückführungselektrode und den Elektrodenarray führt zur Erzeugung hoher elektrischer Feldintensitäten an den distalen Spitzen der Elektrodenenden mit der Leitung von Hochfrequenzstrom von jedem einzelnen Elektrodenende zur Rückführungselektrode. Der Stromfluss von jedem einzelnen Elektrodenende zur Rückführungselektrode wird entweder von aktiven oder von passiven Einrichtungen, oder von einer Kombination davon, gesteuert, um elektrische Energie an die umgebende leitende Flüssigkeit abzugeben, während die Energieabgabe an umgebendes (nicht Ziel-) Gewebe minimiert wird.

[0082] Das Anlegen einer Hochfrequenzspannung

zwischen die Rückführungselektrode und den Elektrodenarray für entsprechende Zeitintervalle bewirkt das Erwärmen der leitenden Flüssigkeit und die Kontraktion des Zielgewebes. Das Gewebevolumen, über das Energie verteilt wird (d. h. über dem hohen Stromdichte besteht), kann präzise gesteuert werden, beispielsweise durch den Einsatz einer Vielzahl kleiner Elektrodenenden, deren effektive Durchmesser oder hauptsächliche Abmessungen sich im Bereich von ca. 10 mm bis 0,01 mm, vorzugsweise von ca. 5 mm bis 0,05 mm, und noch bevorzugter von ca. 3 mm bis 0,1 mm bewegen. Elektrodenbereiche sowohl für kreisförmige als auch für nicht kreisförmige Enden weisen einen Kontaktbereich (pro Elektrodenende) unter 25 mm^2 , vorzugsweise im Bereich von $0,0001 \text{ mm}^2$ bis 1 mm^2 , und noch bevorzugter von $0,005 \text{ mm}^2$ bis 5 mm^2 auf. Der von dem Elektrodenarray umschriebene Bereich liegt zwischen $0,25 \text{ mm}^2$ und 75 mm^2 , vorzugsweise zwischen $0,5 \text{ mm}^2$ und 40 mm^2 , und umfasst normalerweise wenigstens zwei isolierte Elektrodenenden und vorzugsweise ca. drei Elektrodenenden. Selbstverständlich kann der Array mehr als drei Elektrodenenden aufweisen (z. B. 50 oder mehr Elektrodenenden), die über die distalen Kontaktobерflächen auf dem Schaft angeordnet sind. Die Verwendung von Elektrodenenden mit kleinem Durchmesser erhöht die elektrische Feldintensität und reduziert das Ausmaß bzw. die Tiefe der Gewebeerwärmung als Folge der Divergenz von Stromflusslinien, die von der exponierten Oberfläche jedes Elektrodenendes ausgehen.

[0083] Das/die Elektrodenende(n) ist/sind über einer Gewebebehandlungsoberfläche auf dem Schaft der elektrochirurgischen Sonde ausgebildet. Die Oberfläche der Rückführungselektrode ist in Bezug auf das distale Ende der Sonde zurück versetzt und kann in eine Flüssigkeitsleitung, die zur Einleitung elektrisch leitender Flüssigkeit an die Stelle des Zielgewebes und des Elektrodenendes/der Elektrodenenden vorgesehen ist, eingelassen sein.

[0084] Der Bereich der Gewebebehandlungsoberfläche kann stark variieren, und die Gewebebehandlungsoberfläche kann eine Vielzahl von Geometrien einnehmen, wobei bestimmte Bereiche und Geometrien für spezifische Anwendungen ausgewählt werden. Aktive Elektrodenoberflächen können Bereiche von $0,25 \text{ mm}^2$ bis 75 mm^2 aufweisen, normalerweise von ca. $0,5 \text{ mm}^2$ bis 40 mm^2 . Die Geometrien können eben, konkav, konvex, halbkugelig, konisch, linear, Arrays „in einer Linie“, oder von jeder beliebigen anderen regelmäßigen oder unregelmäßigen Form sein. Üblicherweise wird die aktive Elektrode/werden die aktiven Elektroden oder das/die Elektrodenende(n) an der distalen Spitze des Schafts der elektrochirurgischen Sonde ausgebildet, und ist/sind häufig eben, scheibenförmig, oder haben eine halbkugelige Oberfläche zur Verwendung bei Formgebungsverfahren, oder sind lineare Arrays zur Verwendung

beim Schneiden. Alternativ oder zusätzlich kann/können die aktive(n) Elektrode(n) an seitlichen Oberflächen des Schafts der elektrochirurgischen Sonde ausgebildet sein (z. B. in der Art eines Spatels), was den Zugang zu gewissen Körperstrukturen bei Endoskopieverfahren erleichtert.

[0085] Bei der repräsentativen Ausführungsform weist der Elektrodenarray eine Vielzahl von im wesentlichen länglichen Elektrodenenden auf, die auf der Kontaktobерfläche des Schafts voneinander beabstandet angeordnet sind. Vorzugsweise ist die Kontaktobерfläche ein elektrisch isolierendes Elektrodenträgerelement, das sich vom Schaft der Sonde erstreckt. Die länglichen Elektrodenenden haben typischerweise eine Länge von ca. 0,5 bis 30 mm, bevorzugt ca. 1 bis 15 mm, und noch bevorzugter ca. 3 bis 7 mm. Die Breite der länglichen Elektrodenenden beträgt normalerweise ca. 0,01 bis 2 mm, vorzugsweise ca. 0,05 bis 1 mm, und noch bevorzugter ca. 0,1 bis 0,5 mm. Die länglichen Elektrodenenden sind voneinander in einem Abstand von ca. 0,05 bis 4 mm, vorzugsweise ca. 0,1 mm bis 2 mm, beabstandet. Obwohl der Array ein Elektrodenende oder mehr als 50 Elektrodenenden aufweisen kann, hat die Anmelderin festgestellt, dass zwei bis zehn Elektrodenenden ein im wesentlichen gleichförmiges Anlegen von Energie an das Gewebe an der Behandlungsstelle vorsehen.

[0086] Bei der beispielhaften Ausführungsform weist der Elektrodenträger eine Vielzahl von miteinander z. B. durch einen Glaskleber oder dergleichen verbundenen Waferschichten auf. Die Waferschichten weisen jeweils leitende Streifen auf, die darauf gedruckt sind, um das/die Elektrodenende(n) und die Rückführungselektrode(n) zu bilden. Bei einer Ausführungsform weist das proximale Ende der Waferschichten eine Reihe von Löchern auf, die sich, zur Verbindung mit elektrischen Stromleitern in der elektrochirurgischen Sonde oder dem in der Hand zu haltenden Teil, von den leitenden Streifen zu einer exponentiellen Oberfläche der Waferschichten erstrecken. Die Waferschichten weisen vorzugsweise ein keramisches Material, z. B. Aluminiumoxid, auf, und die Elektrode weist vorzugsweise ein metallisches Material, z. B. Gold, Platin, Palladium, Wolfram, Silber, usw. auf. Geeignete Vielschichten-Keramikelektroden sind im Handel z. B. von VisPro Corporation, Beaverton, Oregon, erhältlich.

[0087] Die elektrisch leitende Flüssigkeit sollte eine Schwellenleitfähigkeit haben, um einen geeigneten leitenden Weg zwischen der Rückführungselektrode und dem/den Elektrodenende(n) bereitzustellen. Die elektrische Leitfähigkeit der Flüssigkeit (in Einheiten von Millisiemens pro Zentimeter bzw. mS/cm) ist normalerweise größer als 0,2 mS/cm, ist vorzugsweise größer als 2 mS/cm, und noch bevorzugter größer als 10 mS/cm. Bei einer beispielhaften Ausführungsform

ist die elektrisch leitende Flüssigkeit eine isotonische Salzlösung, die eine Leitfähigkeit von ca. 17 mS/cm aufweist. Alternativ kann die Flüssigkeit ein elektrisch leitendes Gel oder Spray sein, z. B. ein Salzlösungselektrolytgel, ein leitendes EKG-Spray, ein Elektrodenleitfähigkeitsgel, ein Ultraschallübertragungs- oder Abtastgel, oder dergleichen. Geeignete Gele oder Sprays sind im Handel erhältlich von Graham-Field, Inc., Hauppauge, New York.

[0088] Bei einigen Ausführungsformen können der Elektrodenträger und der Flüssigkeitsauslaß von der äußeren Oberfläche der Sonde oder des in der Hand zu haltenden Teils zurückgesetzt sein, um die elektrisch leitende Flüssigkeit auf den Bereich zu begrenzen, der den Elektrodenträger unmittelbar umgibt. Zusätzlich kann der Schaft so geformt sein, dass er einen Hohlraum um den Elektrodenträger und den Flüssigkeitsauslaß herum ausbildet. Dies trägt dazu bei sicherzustellen, dass die elektrisch leitende Flüssigkeit mit dem/den Elektrodenende(n) und der/den Rückführungselektrode(n) in Kontakt bleibt, um den leitenden Weg dazwischen aufrechtzuerhalten. Zusätzlich trägt dies dazu bei, eine Dampf- oder Plasmeschicht zwischen dem/den Elektrodenende(n) und dem Gewebe an der Behandlungsstelle während des gesamten Verfahrens beizubehalten, was Wärmebeschädigungen reduziert, die sonst auftreten könnten, wenn die Dampfschicht aufgrund eines Fehlens von leitender Flüssigkeit verschwindet. Die elektrisch leitende Flüssigkeit trägt auch dazu bei, die Gewebetemperatur während des Verfahrens so niedrig wie möglich zu halten.

[0089] Die zwischen die Rückführungselektrode und den Elektrodenarray angelegte Spannung ist von hoher oder Hochfrequenz, typischerweise zwischen ca. 5 kHz und 20 MHz, normalerweise zwischen ca. 30 kHz und 2,5 MHz, vorzugsweise zwischen ca. 50 kHz und 500 kHz, noch bevorzugter weniger als 350 kHz, und am bevorzugtesten zwischen ca. 100 kHz und 200 kHz. Die angelegte effektive Spannung bewegt sich normalerweise im Bereich von ca. 5 Volt bis 1.000 Volt, vorzugsweise im Bereich von ca. 10 Volt bis 500 Volt, abhängig von der Größe des Elektrodenendes, der Betriebsfrequenz und der Betriebsart des bestimmten Verfahrens oder der erwünschten Wirkung auf das Gewebe (d. h. Kontraktion, Koagulation oder Abtragung). Typischerweise liegt die Spitzen-Spitzen-Spannung im Bereich von 10 bis 2.000 Volt, vorzugsweise im Bereich von 20 bis 1.200 Volt, und noch bevorzugter im Bereich von ca. 40 bis 800 Volt (wiederum abhängig von der Elektrodengröße, der Betriebsfrequenz und der Betriebsart).

[0090] Ein wichtiges Merkmal ist die Feststellung, dass die Frequenz der Ausgangsspannung des Generators ausgewählt werden kann, um die Tiefe der Gewebeerwärmung zu steuern. Unter Bezug auf Fig. 21 ist es bekannt, dass sich die elektrische Im-



1307343143258

pedanz von Gewebe mit steigender Frequenz aufgrund der elektrischen Eigenschaften von Zellmembranen, die elektrisch leitende Zellflüssigkeit umgeben, verringert. Wie gezeigt ist die elektrische Impedanz von Gewebe bei Strom einer Frequenz von 100 kHz in der Größenordnung von vier Mal größer als bei einer Frequenz von 450 bis 500 kHz. Als Folge der höheren Gewebeimpedanz neigen die Stromflusslinien dazu, weniger tief einzudringen, was in einer geringeren Tiefe der Gewebeerwärmung resultiert. Dieses Arbeitsprinzip der vorliegenden Erfindung kann vorteilhaft bei Anwendungen eingesetzt werden, bei denen die Tiefe der Gewebeerwärmung gering gehalten werden muss (z. B. 0,2 bis 0,5 mm). Vorzugsweise sollte die Betriebsfrequenz bei Anwendungen, die geringe Tiefen der Gewebeerwärmung erfordern (z. B. weniger als 1,5 mm), unter 350 kHz liegen. Dagegen kann, in Situationen, in denen viel größere Tiefen der Gewebeerwärmung bewirkt werden sollen, eine höhere Frequenz der Ausgangsspannung verwendet werden. Um beispielsweise eine therapeutische Kollagenschrumpfung bis zu einer Tiefe von 1,5 bis 3,0 mm zu erhalten, kann eine höhere Betriebsfrequenz verwendet werden (z. B. 500 kHz). Alternativ kann der Durchmesser der Elektrodenenden und/oder der Abstand zwischen dem Außenumfang der Elektrodenenden und dem Elektrodenträgerelement so gewählt werden, dass die Tiefe des Stromeindringens vergrößert wird. Durch Vergrößern des Abstands zwischen dem Außenumfang des Trägerelements und den Elektrodenenden vergrößert sich beispielsweise die Tiefe der Erwärmung für eine gegebene Betriebsfrequenz.

[0091] Wie oben erläutert, wird die Spannung normalerweise in einer Reihe von Spannungsimpulsen oder mit Wechselstrom mit zeitlich variierender Spannungsamplitude mit genügend hoher Frequenz (z. B. in der Größenordnung von 5 kHz bis 20 MHz) abgegeben, so dass die Spannung kontinuierlich effektiv angelegt wird (verglichen z. B. mit Lasern, die geringe Nekrosetiefe beanspruchen und im allgemeinen mit ca. 10 bis 20 Hz gepulst sind). Zusätzlich liegt der Arbeitszyklus (d. h. die kumulative Zeit bei beliebigen Einsekunden-Intervallen, bei denen Energie zugeführt wird) in der Größenordnung von ca. 50% für die vorliegende Erfindung, im Vergleich zu gepulsten Lasern, die typischerweise einen Arbeitszyklus von ca. 0,0001% aufweisen.

[0092] Die bevorzugte Energiequelle der vorliegenden Erfindung liefert einen Hochfrequenzstrom, der so selektierbar ist, dass er mittlere Energiepegel erzeugen kann, die von mehreren Milliwatt bis zum Zehnfachen von Watt pro Elektrode liegen, abhängig vom Volumen des Zielgewebes, das erwärmt wird, der Gesamtzahl der Elektrode(n) und/oder der maximal erlaubten Temperatur, die für die Sondenspitze gewählt wird. Die Energiequelle erlaubt es dem Benutzer, den Spannungspegel gemäß der spezifi-

schen Erfordernisse einer bestimmten arthroskopischen Chirurgie, kosmetischen Chirurgie, dermatologischer Verfahren, ophthalmologischer Verfahren, offener Chirurgie und anderer endoskopischer Chirurgieverfahren auszuwählen. Eine Beschreibung einer geeigneten Energiequelle ist der vorläufigen US-Patentanmeldung Nr. 60/062,997 vom 23. Oktober 1997 (Anwaltsnummer 16238-007400) zu entnehmen.

[0093] Die Energiequelle kann strombegrenzt oder anderweitig gesteuert sein, so dass unerwünschte Erwärmung des Zielgewebes oder des umgebenden (nicht Ziel-) Gewebes nicht auftritt. Bei einer gegenwärtig bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung werden strombegrenzende Induktoren mit jedem unabhängigen Elektrodenende in Reihe platziert, wobei die Induktanz der Induktoren im Bereich von 10 uH bis 50.000 uH liegt, abhängig von den elektrischen Eigenschaften des Zielgewebes, der Größe des Elektrodenendes/der Elektrodenenden, der erwünschten Gewebeerwärmungsrate und der Betriebsfrequenz. Alternativ können Kondensator-Induktor (LC) Schaltungsstrukturen eingesetzt werden, wie bereits in der ebenfalls anhängigen PCT-Anmeldung Nr. PCT/US94/05168 vorbeschrieben ist. Zusätzlich können strombegrenzende Widerstände gewählt werden. Vorzugsweise haben diese Widerstände einen großen positiven Temperaturwiderstandskoeffizienten, so dass sich der Widerstand des strombegrenzenden Widerstands wesentlich erhöht, wenn der Strompegel für ein beliebiges individuelles Elektrodenende, das mit einem Medium niedrigen Widerstands (z. B. Salzlösungsspülung oder leitendes Gel) in Kontakt ist, anzusteigen beginnt, und dadurch die Energieabgabe von dem Elektrodenende zu dem Medium niedrigen Widerstands (z. B. Salzlösungsspülung oder leitendes Gel) minimiert wird.

[0094] Die Erfindung ist eindeutig so zu verstehen, dass sie nicht auf elektrisch isolierte Elektrodenenden beschränkt ist, und auch nicht auf eine Vielzahl von Elektrodenenden. Der Array aktiver Elektrodenenden kann beispielsweise mit einer einzigen Leitung verbunden sein, die sich durch den Sondenschaft zu einer Energiequelle mit Hochfrequenzstrom erstreckt. Alternativ kann die Sonde eine einzige Elektrode beinhalten, die sich direkt durch den Sondenschaft erstreckt oder mit einer einzigen Leitung verbunden ist, die sich zur Energiequelle erstreckt.

[0095] Während des chirurgischen Verfahrens kann das distale Ende der Sonde oder das/die Elektrodenende(n) in geringem Abstand von der Zielgeweboberfläche gehalten werden. Dieser geringe Abstand erlaubt ein kontinuierliches Wiederauftragen der elektrisch leitenden Flüssigkeit in den Zwischenraum zwischen dem/den Elektrodenende(n) und der Zielgeweboberfläche. Dieses kontinuierliche Wiederauftragen der elektrisch leitenden Flüssigkeit trägt

dazu bei sicherzustellen, dass die dünne Dampfschicht zwischen dem/den Elektrodenende(n) und der Gewebeoberfläche beibehalten wird. Zusätzlich erlaubt das dynamische Bewegen des Elektrodenenden/der Elektrodenenden über die Gewebestelle, dass die elektrisch leitende Flüssigkeit das darunterliegende Gewebe und das Zielgewebe umgebende Gewebe kühl, um Wärmebeschädigungen dieses umgebenden und darunterliegenden Gewebes zu minimieren. Zu diesem Zweck kann die elektrisch leitende Flüssigkeit gekühlt werden, um das Kühlen des Gewebes zu erleichtern. Typischerweise ist/sind die aktive(n) Elektrode(n) ca. 0,02 bis 2 mm vom Zielgewebe entfernt, und vorzugsweise ca. 0,05 bis 0,5 mm während des Abtragungsvorgangs. Ein Verfahren zum Einhalten dieses Abstands ist es, die Sonde in Bezug auf das Gewebe quer zu verschieben und/oder zu drehen, d. h. eine leichte Bürstenbewegung auszuführen, um eine dünne Dampfschicht bzw. einen dünnen Dampfbereich zwischen der aktiven Elektrode und dem Gewebe beizubehalten. Selbstverständlich kann es, wenn eine Koagulation oder ein Kollagenschrumpfen eines tieferen Gewebebereichs erforderlich ist (z. B. zum Versiegeln eines blutenden Gefäßes, das in das Gewebe eingebettet ist), erwünscht sein, das/die Elektrodenende(n) gegen das Gewebe zu drücken, um darin eine Joulesche Erwärmung zu bewirken.

[0096] Unter Bezug auf Fig. 1 weist ein elektrochirurgisches System 11 im allgemeinen ein elektrochirurgisches in der Hand zu haltendes Teil oder eine Sonde 10 auf, die mit einer Energieversorgungseinrichtung 28 verbunden ist, um Hochfrequenzspannung auf eine Zielstelle aufzubringen, und eine Flüssigkeitsquelle 21, um die Sonde 10 mit einer elektrisch leitenden Flüssigkeit 50 zu versorgen. Die Sonde 10 weist im allgemeinen einen proximalen Griff 12 und eine distale Spitze 13 auf, die ein Elektrodenträgerelement 70 mit einem Elektrodenende oder einem Array von Elektrodenenden 58 und einer oder mehreren Rückführungselektrode(n) 100, 102 (siehe Fig. 2, 4 und 5) aufweist, die sich an dem Trägerelement 70 befinden. Ein Verbindungskabel 34 weist ein Verbindungsselement 26 zum elektrischen Koppeln der Elektroden in der Sonde 10 mit der Energieversorgungseinrichtung 28 auf. Die Elektrodenenden 58 sind voneinander elektrisch isoliert, und jedes der Enden 58 ist in der Energieversorgungseinrichtung 28 mittels einer Vielzahl einzeln isolierter Leiter (nicht gezeigt) mit einem aktiven oder passiven Steuerungsnetz verbunden. Ein Flüssigkeitzzuführschlauch 15 ist mit einem Flüssigkeitsschlauch 110 der Sonde 10 zum Zuführen elektrisch leitender Flüssigkeit 50 zu der distalen Spitze 13 verbunden (siehe Fig. 16 und 17).

[0097] Die Energieversorgungseinrichtung 28 weist eine vom Betreiber steuerbare Spannungspegeleinstellung 30 auf, um den angelegten Spannungspegel

zu verändern, was an einer Spannungspegelanzeige 32 beobachtet werden kann. Die Energieversorgungseinrichtung 28 weist auch erste, zweite und dritte Fußpedale 37, 38, 39 und ein Kabel 36 auf, das mit der Energieversorgungseinrichtung 28 abnehmbar verbunden ist. Die Fußpedale 37, 38, 39 erlauben es dem Chirurgen, den an die Elektrodenenden 58 angelegten Energiepegel fernzusteuern. Bei einer beispielhaften Ausführungsform wird das erste Fußpedal 37 verwendet, um die Energiezufuhrseinrichtung in den „Abtragungs“-Modus zu versetzen, und das zweite Fußpedal 38 versetzt die Energiezufuhrseinrichtung 28 in den „Koagulations“-Modus. Das dritte Fußpedal 39 erlaubt es dem Benutzer, den Spannungspegel innerhalb des „Abtragungs“-Modus einzustellen. Im Abtragungsmodus wird an die Elektrodenenden eine ausreichende Spannung angelegt, um die erforderlichen Bedingungen für die molekulare Dissoziation des Gewebes herbeizuführen (d. h. Verdampfen eines Teils der elektrisch leitenden Flüssigkeit, Ionisieren der Dampfschicht und Beschleunigen dieser geladenen Partikel gegen das Gewebe). Wie oben erläutert, variiert der für die Abtragung erforderliche Spannungspegel in Abhängigkeit von der Anzahl, der Größe, der Form und des Abstands der Elektroden, dem Abstand, mit dem die Elektroden aus dem Trägerelement hervorstecken, etc. Wenn der Chirurg die Energieversorgungseinrichtung im „Abtragungs“-Modus verwendet, kann die Spannungspegeleinstellung 30 oder das dritte Fußpedal 39 verwendet werden, um den Spannungspegel einzustellen, damit der Grad oder die Aggressivität der Abtragung eingestellt wird.

[0098] Selbstverständlich können die Spannung und die Modalität der Energieversorgung auch mittels anderer Eingabevorrichtungen gesteuert werden. Die Anmelderin hat jedoch festgestellt, dass Fußpedale eine geeignete Art sind, die Energiezufuhr bei der Handhabung der Sonde während eines chirurgischen Verfahrens zu steuern.

[0099] Im Koagulationsmodus legt die Energieversorgungseinrichtung 28 an ein oder mehrere Elektrodenende(n) (oder eine oder mehrere Koagulationselektrode(n)) eine ausreichend niedrige Spannung an, um zu verhindern, dass eine Verdampfung der elektrisch leitenden Flüssigkeit, die Bildung von Plasma und die nachfolgende molekulare Dissoziation des Gewebes stattfindet. Der Chirurg kann die Energieversorgungseinrichtung automatisch zwischen den Abtragungs- und Koagulationsmodi verstehen, indem er alternativ auf die jeweiligen Fußpedale 37, 38 tritt. Dies ermöglicht es dem Chirurgen, sich in situ schnell zwischen der Koagulation und der Abtragung zu bewegen, ohne seine Konzentration von dem chirurgischen Gebiet abzuwenden und ohne einen Assistenten zu bitten, die Energieversorgungseinrichtung zu schalten. Wenn der Chirurg beispielsweise weiches Gewebe im Abtragungsmodus formt, versiegelt

und/oder koaguliert die Sonde typischerweise gleichzeitig kleine auseinandergetrennte Gefäße im Gewebe. Größere Gefäße oder Gefäße mit hohem Flüssigkeitsdruck (z. B. arterielle Gefäße) können jedoch nicht im Abtragungsmodus versiegelt werden. Daher kann der Chirurg einfach auf das Fußpedal 38 treten, wodurch der Spannungspegel automatisch unter den Schwellenwert für Abtragung fällt, und für einen ausreichenden Zeitraum genügend Druck auf das auseinandergetrennte Gefäß ausüben, um das Gefäß zu versiegeln und/oder zu koagulieren. Nachdem dies durchgeführt ist, kann der Chirurg durch Treten auf das Fußpedal 37 schnell wieder in den Abtragungsmodus zurückkehren. Eine spezifische Ausgestaltung einer geeigneten Energieversorgungseinrichtung zum Einsatz bei der vorliegenden Erfindung ist der vorläufigen US-Anmeldung Nr. 60/062,977 vom 23. Oktober 1997 (Anwaltsnummer 16238-007400) zu entnehmen.

[0100] Unter Bezug auf die **Fig. 2 bis 5** weist eine beispielhafte elektrochirurgische Sonde **10** einen Schaft oder eine Einwegspitze **13**, auf die abnehmbar mit einem proximalen Griff **12** gekoppelt ist, und ein elektrisch isolierendes Elektrodenträgerelement **70**, das sich von der Spitze **13** erstreckt, um eine Vielzahl von Elektrodenenden **58** zu tragen (siehe **Fig. 2** und **5**). Die Spitze **13** und der Griff **12** weisen typischerweise ein Plastikmaterial auf, das leicht in eine für die Handhabung durch den Chirurgen geeignete Form gegossen werden kann. Wie in den **Fig. 3** und **5** gezeigt ist, definiert der Griff **12** einen inneren Hohlraum **72**, der die elektrischen Verbindungen **74** (die weiter unten unter Bezug auf die **Fig. 5** erläutert werden) beherbergt, und weist eine geeignete Schnittstelle zur Verbindung mit dem elektrischen Verbindungska-**bel 34** auf (siehe **Fig. 1**). Bei der beispielhaften Ausführungsform ist der Griff **12** aus einem Dampfauto-
klav-Plastikmaterial oder Metallmaterial aufgebaut (z. B. Polyethylätherketon, oder einer stabilen Metalllegierung, die Aluminium und/oder Zink enthält), so dass er wiederverwendet werden kann, wenn der Griff **12** zwischen chirurgischen Verfahren sterilisiert wird. Materialien mit hoher Betriebstemperatur sind bevorzugt, z. B. ein Kabelmantel aus Silikon und ein in der Hand zu haltendes Teil aus Polyätherimid oder ULTEM®, das einem wiederholten Aussetzen hoher Temperaturen standhalten kann.

[0101] Unter Bezug auf die **Fig. 4A–4C** weist die Spitze **13** vorzugsweise erste und zweite Gehäuse-
hälften **200, 202** auf, die passend ineinander einschnappen und zum Halten des Elektrodenträgerelements **70** in der Spitze **13** zwischen sich eine Ausnehmung **204** ausbilden. Das Elektrodenträgerelement **70** erstreckt sich vom distalen Ende der Spitze **13** (normalerweise ca. 0,5 bis 20 mm) und trägt eine Vielzahl elektrisch isolierter Elektrodenenden **58** und eine oder mehrere Rückführungselektrode(n) **100, 102** (siehe **Fig. 4**). Alternativ kann das Elektrodenträ-

gerelement **70** vom distalen Ende der Spitze **13** zurückgesetzt sein, um dazu beizutragen, die elektrisch leitende Flüssigkeit während des chirurgischen Verfahrens um die Elektrodenenden **58** herum zu begrenzen, wie oben bereits erläutert worden ist. Das Elektrodenträgerelement **70** weist eine im wesentlichen ebene Gewebebehandlungsoberfläche **80** auf, die normalerweise in Bezug auf die Längsachse des Griffes **12** im Winkel von ca. 10 bis 90 Grad versetzt ist, um die Handhabung durch den Chirurgen zu erleichtern. Bei der beispielhaften Ausführungsform wird diese Funktion durch Orientieren der Spitze **13** in spitzem Winkel in Bezug auf die Längsachse des Griffes **12** verwirklicht.

[0102] Bei der in den **Fig. 2 bis 5** gezeigten Ausführungsform weist die Sonde **10** erste und zweite Rückführungselektroden **100, 102** zur Vervollständigung des Stromwegs zwischen den Elektrodenenden **58** und der Energiezufuhreinrichtung **28** auf (siehe **Fig. 1**). Wie gezeigt ist, weisen die Rückführungselektroden **100, 102** vorzugsweise auf jeder seitlichen Oberfläche **104, 106** des Elektrodenträgerelements **70** leicht proximal zur Gewebebehandlungsoberfläche **80**, typischerweise ca. 0,1 bis 2 mm, bevorzugt ca. 0,2 bis 1 mm, Flüssigkeitskontakteflächen auf. Die Rückführungselektroden **100, 102** weisen normalerweise einen exponierten Oberflächenbereich von ca. 5 mm² bis 25 mm², vorzugsweise ca. 18 mm² bis ca. 20 mm² auf. Die Rückführungselektroden **100, 102** sind mit einem Verbindungselement **104** gekoppelt (Einzelheiten dieser Verbindung werden weiter unten erläutert), das sich zum proximalen Ende des Griffes **13** erstreckt, wo es in geeigneter Weise mit der Energiezufuhreinrichtung **28** verbunden ist (**Fig. 1**).

[0103] Unter Bezug auf die **Fig. 4A–4C** und die **Fig. 5** weist die Spitze **13** des weiteren eine proximale Nabe **206** zu Aufnahme eines elektrischen Steckers **208** auf, der eine Vielzahl von Drähten **210** hält, die jeweils mit einem der Elektrodenenden **58** und den Rückführungselektroden **100, 102** am Trägerelement **70** verbunden sind (siehe **Fig. 7–13** für Einzelheiten des repräsentativen Trägerelements **70**). Eine in dem Griff **12** untergebrachte Anschlussbuchse **220** ist abnehmbar mit dem Stecker **208** verbunden, und eine Vielzahl von Drähten **222** erstreckt sich von der Anschlussbuchse **220** durch eine Zugentlastung **224** zum Kabel **34**. Beide Drahtsätze **210, 222** sind isoliert, um einen Kurzschluss im Fall des Eindringens von Flüssigkeit in die Sonde **10** zu vermeiden. Diese Gestaltung ermöglicht eine lösbare Verbindung der Elektroden in der Spitze **13** mit der Anschlussbuchse **220** in dem Griff **12**, so dass der Griff mit unterschiedlichen Spitzen **13** wiederverwendet werden kann. Die Sonde **10** weist vorzugsweise auch ein Identifizierungselement, beispielsweise einen codierten Widerstand (nicht gezeigt), zum Programmieren eines bestimmten Spannungsausgangsbereichs und eines Betriebsmodus für die Energieversorgungseinrich-

tung auf. Dies ermöglicht, dass die Energieversorgungseinrichtung mit einer Vielzahl unterschiedlicher Sonden für eine Vielzahl unterschiedlicher Anwendungen eingesetzt werden kann.

[0104] Wie in **Fig. 5** gezeigt ist, sind die Rückführungselektroden **100, 102** nicht direkt mit den Elektrodenenden **58** verbunden. Um diesen Stromweg so zu vervollständigen, dass die Elektrodenenden **58** elektrisch mit den Rückführungselektroden **102, 100** verbunden sind, wird eine elektrisch leitende Flüssigkeit (z. B. eine isotonische Salzlösung oder ein elektrisch leitendes Gel) während eines chirurgischen Verfahrens zwischen den aktiven und den Rückführungselektroden aufgebracht. Bei der repräsentativen Ausführungsform enthält die Sonde **10** einen Flüssigkeitsschlauch **110** (**Fig. 2**) zur Abgabe elektrisch leitender Flüssigkeit auf die Zielstelle. Der Flüssigkeitsschlauch **110** ist so dimensioniert, dass er sich durch eine Nut **114** im Griff **13** und durch einen inneren Hohlraum **112** (**Fig. 3** und **Fig. 4A–4C**) in der Spitze **12** zu einer distalen Öffnung **114** (**Fig. 4**) erstreckt, die sich neben dem Elektrodenträgerelement **70** befindet. Der Schlauch **110** entstreckt sich durch den gesamten inneren Hohlraum **112** zu der Öffnung **114**, um jegliches Eindringen von Flüssigkeit in den Hohlraum **112** auszuschließen. Wie in den **Fig. 1** und **2** gezeigt ist, weist der Flüssigkeitsschlauch **110** ein proximales Verbindungselement **112** zum Koppeln an eine Quelle **21** mit elektrisch leitender Flüssigkeit auf.

[0105] Die Sonde **10** weist auch ein Ventil oder eine äquivalente Struktur zum Steuern der Fließgeschwindigkeit der elektrisch leitenden Flüssigkeit zur Zielstelle auf. Bei der in den **Fig. 4A–4C** gezeigten repräsentativen Ausführungsform weist der Griff **12** einen Hauptkörper **130** auf, der zwischen die distale Nabe **118** und die Zugentlastung **120** gekoppelt ist, sowie eine drehbare Hülse **116** um den Hauptkörper **130** herum. Die distale Nabe **118** hat eine Öffnung **119** zur Aufnahme der proximalen Nabe **206** der Spitze **13**, um die Spitze **13** abnehmbar mit dem Griff **12** zu koppeln. Die Hülse **116** ist drehbar mit der Zugentlastung **120** und der distalen Nabe **118** verbunden, um eine Ventilstruktur für den Flüssigkeitsschlauch **110** zu schaffen. Wie in der **Fig. 2** gezeigt ist, erstreckt sich der Flüssigkeitsschlauch **110** durch die Nut **114** von der Zugentlastung **120** durch den Hauptkörper **130** und die distale Nabe **120** zur Spitze **13**. Die Drehung der Hülse **116** erschwert, und verhindert schließlich, das Fließen von Flüssigkeit durch den Schlauch **110**. Diese Flüssigkeitssteuerung kann selbstverständlich durch eine Vielzahl anderer Eingabe- und Ventilvorrichtungen, z. B. durch Schalter, Knöpfe, etc., bereitgestellt werden.

[0106] Bei alternativen Ausführungsformen kann der Flüssigkeitsweg direkt in der Sonde **10** ausgebildet sein, beispielsweise durch ein zentrales inneres

Lumen oder einen ringförmigen Spalt (nicht gezeigt) im Griff und in der Spitze. Dieses innere Lumen kann nahe des Umfangs der Sonde **10** so ausgebildet sein, dass die elektrisch leitende Flüssigkeit dazu neigt, radial nach innen auf die Zielstelle zu fließen, oder es kann auf die Mitte der Sonde **10** hin so ausgebildet sein, dass die Flüssigkeit radial nach außen fließt. Zusätzlich kann die elektrisch leitende Flüssigkeit von einem (nicht gezeigten) Flüssigkeitsabgabeelement abgegeben werden, das von der Sonde **10** getrennt ist. In der arthroskopischen Chirurgie wird beispielsweise die Körperhöhle mit isotonischer Salzlösung geflutet, und die Sonde **10** wird in diese geflutierte Höhle eingeführt. Elektrisch leitende Flüssigkeit wird kontinuierlich weiter zugeführt, um den Leitungsweg zwischen den Rückführungselektroden **100, 102** und den Elektrodenenden **58** aufrecht zu erhalten. Eine vollständigere Beschreibung alternativer elektrochirurgischer Sonden, die ein oder mehrere Flüssigkeitslumen beinhalten, ist der gemeinsamen, ebenfalls anhängigen Anmeldung Nr. 08/485,219 vom 7. Juni 1995 (Anwaltsnummer 16238-0006000) zu entnehmen.

[0107] Unter Bezug auf die **Fig. 4** und **5** sind elektrisch isolierte Elektrodenenden **58** über die Gewebebehandlungsoberfläche **80** des Elektrodenträgerelements **70** in Abständen angeordnet. Bei der repräsentativen Ausführungsform hat die Gewebebehandlungsoberfläche **80** eine Form mit rechteckigem Querschnitt mit einer Länge **L** im Bereich von ca. 0,5 mm bis 20 mm (vorzugsweise ca. 2 bis 10 mm) und einer Breite **W** im Bereich von 0,3 mm bis 10 mm (vorzugsweise ca. 0,5 bis 4 mm). Die einzelnen Elektrodenenden **58** weisen die oben beschriebenen Abmessungen auf und sind vorzugsweise im wesentlichen mit der Gewebebehandlungsoberfläche **80** bündig abschließend. Die Anmelderin hat festgestellt, dass diese Konfiguration spitze Elektrodenkanten und/oder -ecken minimiert, die exzessiv hohe elektrische Feldintensitäten und assoziierte Stromdichten fördern würden, wenn an die Elektrodenenden Hochfrequenzspannung angelegt wird, wodurch die zur Entfernung dünner Gewebebeschichtungen (z. B. epidermische Schichten) bevorzugte Abtragungsrate minimiert wird.

[0108] Es sollte bemerkt werden, dass die Elektrodenenden **58** leicht von der Oberfläche **80** nach außen vorstehen können, typischerweise 0 mm bis 2 mm, oder die Enden von dieser Oberfläche zurückgesetzt sein können. Beispielsweise können die Elektrodenenden **58** von 0,01 mm bis 1 mm, vorzugsweise 0,01 mm bis 0,2 mm, zurückgesetzt sein. Bei einer Ausführungsform der Erfindung sind die Elektrodenenden in Bezug auf die Gewebebehandlungsoberfläche axial einstellbar, so dass der Chirurg den Abstand zwischen der Oberfläche und den Elektrodenenden einstellen kann.

[0109] Unter Bezug auf die **Fig. 7** bis 13 wird ein beispielhaftes Elektrodenträgerelement 70 im Detail beschrieben. Wie gezeigt ist, weist das Elektrodenträgerelement **70** vorzugsweise ein Vielschichten-Substrat auf, das ein geeignetes elektrisch isolierendes Hochtemperaturnmaterial, z. B. Keramik, aufweist. Das Vielschichten-Substrat ist eine Hybride aus dünner oder dicker Folie mit leitenden Streifen, die an die keramischen Waferschichten geklebt sind (z. B. Dickfoliendruck, der auf die keramischen Wafer gebrannt oder plattierte ist). Die leitenden Streifen weise typischerweise Wolfram, Gold, Nickel, Silber, Platin oder äquivalente Materialien auf. Bei der beispielhaften Ausführungsform weisen die leitenden Streifen Gold auf und sind mit den Waferschichten zu einem einstückigen Paket zusammengebrannt. Die leitenden Streifen sind durch Löcher oder Durchgänge, die durch die Keramiksichten gebohrt sind, an externe Drahtverbindungen gekoppelt und mit leitendem Material plattierte oder anderweitig damit bedeckt.

[0110] Bei der repräsentativen Ausführungsform weist das Trägerelement **70** fünf Keramiksichten **200, 202, 204, 206, 208** auf (siehe **Fig. 9** bis 13), drei goldplattierte Elektrodenenden **210, 212, 214**, und erste und zweite goldplattierte Rückführungselektroden **216, 218**. Wie in den **Fig. 8A, 9A** und **9B** gezeigt ist, weist eine erste Keramiksicht **200**, die eine der äußeren Schichten des Trägers **70** ist, eine erste goldplattierte Rückführungselektrode **216** auf einer seitlichen Oberfläche **220** davon auf. Die erste Keramiksicht **200** weist weiterhin einen leitenden Streifen **222** aus Gold auf, der sich von der Rückführungselektrode **216** zum proximalen Ende der Schicht **200** zum Koppeln an einen Bleidraht (nicht gezeigt) erstreckt, und drei leitende Leitungen **224, 226, 228** aus Gold, die sich von einem Mittelabschnitt der Schicht **200** zu ihrem proximalen Ende erstrecken. Die leitenden Streifen **224, 226, 228** sind jeweils durch leitende Löcher oder Durchgänge **230, 232, 234** an eines der Elektrodenenden **210, 212, 214** gekoppelt. Wie gezeigt ist, erstrecken sich alle drei Durchgänge **230, 232, 234** durch die Waferschicht **200**.

[0111] Unter Bezug auf die **Fig. 10A** und **10B** ist eine zweite Waferschicht **202** zwischen die äußere Waferschicht **200** und eine mittlere Waferschicht **204** gebondet (**Fig. 11A** und **11B**). Wie gezeigt ist, ist das erste Elektrodenende **210** mit der distalen Oberfläche der zweiten Waferschicht **202** verbunden, und ein leitender Streifen **240** erstreckt sich zu dem Durchgang **230**, um das Elektrodenende **210** mit einem Bleidraht zu verbinden. Ähnlich weisen die Waferschichten **204** und **206** (**Fig. 11** und **12**) jeweils ein an ihrer distalen Oberfläche plattierte Elektrodenende **212, 214** auf, sowie jeweils einen leitenden Streifen **242, 244**, der sich zu jeweils einem der Durchgänge **232, 234** erstreckt. Es ist zu beachten, dass

sich die Durchgänge nur so weit wie erforderlich durch die Keramiksichten erstrecken. Wie in **Fig. 13** gezeigt ist, weist eine andere äußere Waferschicht **208** eine zweite Rückführungselektrode **218** auf, die auf die seitliche Oberfläche **250** der Schicht **208** plattierte ist. Die zweite Rückführungselektrode **218** ist direkt mit der ersten Rückführungselektrode **216** durch einen Durchgang **252**, der sich durch das gesamte Keramiksubstrat erstreckt, gekoppelt.

[0112] Selbstverständlich kann eine Vielzahl verschiedener Arten von Vielschichten-Wafern konstruiert werden. Die **Fig. 14** und **15** zeigen beispielsweise eine alternative Ausführungsform des Vielschichten-Keramikwafers, wobei die Elektrodenenden ebenen Streifen **280** aufweisen, die zwischen den Keramikwaferschichten **282** plattierte oder anderweitig gebondet sind. Jeder der ebenen Streifen **280** hat, wie in **Fig. 15** gezeigt, eine unterschiedliche Länge, so dass die Elektrodenenden elektrisch voneinander isoliert werden können und mittels Durchgängen an Bleidrähte (nicht gezeigt) gekoppelt werden können.

[0113] Unter Bezug auf die **Fig. 16A** und **16B** wird nun ein Verfahren zum Behandeln von Gewebe auf der äußeren Haut eines Patienten beschrieben. Wie gezeigt ist, ist die distale Spitze **13** der Sonde **10** so positioniert, dass der Elektrodenträger **70** dem Zielgewebe **302** an der Behandlungsstelle **300** benachbart ist. Eine elektrisch leitende Flüssigkeit **304** wird durch den Flüssigkeitsschlauch **110** (**Fig. 2**) durch das distale Loch **114** an die Behandlungsstelle **300** abgegeben. Die Geschwindigkeit des Flüssigkeitsflusses wird mit der drehbaren Hülse **116** (**Fig. 4A**) so gesteuert, dass der Bereich zwischen dem Gewebe **302** und dem Elektrodenträger **70** konstant in die Flüssigkeit eingetaucht ist. Die Energiezufuhrleinrichtung **28** wird dann eingeschaltet und so eingestellt, dass zwischen das/die Elektrodenende(n) **58** und die Rückführungselektroden **100, 102** eine Hochfrequenzspannungsdifferenz angelegt wird. Die elektrisch leitende Flüssigkeit **304** stellt den Leitungsweg (siehe Stromflusslinien **310**) zwischen dem/den Elektrodenende(n) **58** und den Rückführungselektroden **100, 102** an jeder Seite des Elektrodenträgers **70** her.

[0114] Bei der beispielhaften Ausführungsform reicht die Hochfrequenzspannung aus, um die elektrisch leitende Flüssigkeit **304** zwischen dem Zielgewebe **302** und den Elektrodenenden **58** in eine ionisierte Dampfschicht **312** oder in Plasma umzuwandeln. Als Folge der zwischen den Elektrodenenden **58** und dem Zielgewebe **302** angelegten Spannungsdifferenz (d. h. dem Spannungsgradienten über der Plasmaschicht **312**) werden geladene Partikel **315** in dem Plasma (nämlich Elektronen) auf das Gewebe zu beschleunigt. Bei genügend hohen Spannungsdifferenzen gewinnen diese geladenen Partikel **315** ausreichende Energie, um eine Dissoziation der molekularen Verbindungen in den Gewebestrukturen zu

verursachen. Diese molekulare Dissoziation wird von der volumetrischen Entfernung (d. h. abtragende Sublimation) von Gewebe und der Erzeugung von Gasen 314 mit niedrigem Molekulargewicht, z. B. Sauerstoff, Stickstoff Kohlendioxid, Wasserstoff und Methan, begleitet. Die kurze Reichweite der beschleunigten Partikel 315 im Zielgewebe 302 beschränkt den molekularen Dissoziationsprozess auf die Oberflächenschicht, um Beschädigungen und Nekrose des darunterliegenden Gewebes 320 zu minimieren.

[0115] Bei einigen Ausführungsformen ist die Spannungsdifferenz ausreichend, um Wärmeenergie auf das darunterliegende Gewebe 320 aufzubringen. Vorzugsweise reicht diese Wärmeenergie aus, um die Gewebetemperatur von normalen Körpertemperaturen (z. B. 37°C) auf Temperaturen im Bereich von 45°C bis 90°C, vorzugsweise im Bereich von 55°C bis 70°C und, im Fall von Haut, vorzugsweise im Bereich von 55°C bis 62°C, zu erhöhen. Diese Temperaturerhöhung verursacht die Kontraktion des Kollagenbindegewebes im darunterliegenden Gewebe 320. Dieses Verfahren entfernt die Oberflächenschicht der Haut, während es die darunterliegende Dermis strafft, um Falten zu entfernen und die Haut zu verjüngen.

[0116] Ein alternatives Verfahren zur Hautverjüngung oder zur Faltenentfernung ist in der Fig. 17 gezeigt. Bei diesem Verfahren fließt, wenn zwischen den Elektrodenenden 58 und den Rückführungselektroden 100, 102 eine Spannungsdifferenz angelegt wird, elektrischer Strom zwischen den Elektrodenenden 58 und den Rückführungselektroden 100, 102 entlang der Stromflusslinien 350. Die Stromflusslinien 350 fließen eine kurze Distanz L₄ in die Oberfläche des epidermischen Gewebes 352 und durch die elektrisch leitende Flüssigkeit 354 in den Bereich über der Oberfläche des Gewebes, um den elektrischen Weg zwischen den Elektrodenenden 58 und den Rückführungselektroden 100, 102 zu vervollständigen. Als Folge der elektrischen Impedanz des Gewebes und der richtigen Auswahl von angelegter Frequenz, Spannung und Strom findet die Erwärmung des epidermischen Gewebes 352 in einem Bereich 360 unter der Oberfläche des Gewebes 352 statt. Diese Erwärmung erhöht die Temperatur des Gewebes und trennt die epidermische Gewebeschicht 352 von der darunterliegenden Papillardermis 362. Die epidermische Gewebeschicht 352 kann dann durch Ausspülung der Behandlungsstelle entfernt werden, oder durch Wegbürsten dieser Gewebeschicht 352 beispielsweise mit einem Tuch, mit Gaze, etc. Bei Hautverjüngungsverfahren kann Kollagen in die Dermis injiziert werden, nachdem die Epidermis entfernt worden ist, um Haut zu verjüngen, die ihre Elastizität verloren hat.

[0117] Zusätzlich kann die Erwärmung von den

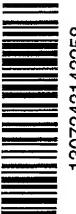
Stromflusslinien 350 ausreichen, um die Temperatur des Gewebes 364 in der Papillardermis 362 von normaler Körpertemperatur (z. B. 37°C) auf eine Temperatur im Bereich von 55°C bis 85°C, vorzugsweise im Bereich von 60°C bis 70°C, zu erhöhen. Diese Erwärmung der Papillardermis 362 verursacht die irreversible Kontraktion des Kollagens in der Papillardermis.

[0118] Die Fig. 18A und 18B zeigen ein Verfahren zur Behandlung einer Gefäßläsion, z. B. Feuermal, Gesichtsvene, Geburtsmal und dergleichen. Wie in Fig. 18A gezeigt ist, wird eine elektrochirurgische Sonde 370 auf oder nahe der Oberfläche der Haut 372 über dem zu behandelnden Gefäß 374 platziert. Eine Spannungsdifferenz wird zwischen den aktiven und den Rückführungselektroden (nicht gezeigt) in Anwesenheit einer elektrisch leitenden Flüssigkeit 376 angelegt, um das Gewebe nahe der Sonde 370 abzutragen oder seine molekulare Dissoziation zu veranlassen. Während das Gewebe entfernt wird, wird die Sonde axial durch das sich vertiefende Loch zu dem Gefäß 374 geschoben (es ist zu beachten, dass bei dieser Ausführungsform ein im wesentlichen linearer Sondenschaft bevorzugt wird). Eine vollständigere Beschreibung von Systemen und Verfahren zur Ausbildung von Kanälen oder Löchern in Gewebe ist in dem gemeinsamen US-Patent Nr. 5,683,366 beschrieben. Wenn sich die Sonde dem Gefäß nähert, wird, wie oben beschrieben, Wärmeenergie von den Stromflusslinien in das Gefäß abgegeben. Diese Wärmeenergie reicht schließlich aus, um das Blut in dem Gefäß 374 zu koagulieren und das Gefäß an dieser Stelle zu kollabieren.

[0119] Um eine große Länge des Gefäßes 374 zu kollabieren, können viele Behandlungsstellen erforderlich sein. Wie in der Fig. 18B gezeigt ist, ist es wünschenswert, die erste Behandlungsstelle 380 an einem Punkt zu lokalisieren, der in Bezug auf den Blutfluss in dem Gefäß unten liegt. Der Chirurg kann dann das Gefäß der Reihe nach an vielen Stellen (382, 384, 386), die sich von der ersten Stelle 380 geschen oben befinden, behandeln.

[0120] Unter Bezug auf die Fig. 19 wird ein Verfahren zur Transplantation von Haar gemäß der vorliegenden Erfindung beschrieben. Ein Streifen Haar (nicht gezeigt) wird dem Patienten zunächst an einer Spenderstelle entfernt. Das Haar kann durch Entfernung des Gewebes um den Streifen herum in ähnlicher Weise wie oben beschrieben entfernt werden. Die blutstillende Wirkung des elektrochirurgischen Systems der vorliegenden Erfindung resultiert in einer minimalen Blutung an der Spenderstelle. Der Streifen wird dann von der Schädeldecke abgehoben und Nähte werden verwendet, um die Öffnung zu verschließen.

[0121] Eine der oben beschriebenen Sonden wird dann verwendet, um Inzisionen 390 im Empfänger-



1307343143258

bereich 392 anzubringen. Wie in der **Fig. 19** gezeigt ist, können Tiefe und Durchmesser der Inzision 390 genau gesteuert werden. Die Inzisionen werden vorzugsweise winkelig ausgeführt, um die Retention des Transplantats zu verbessern und ein kosmetisch ansprechenderes Aussehen zu schaffen.

[0122] Die **Fig. 20** zeigt eine alternative Ausführungsform, bei der eine elektrochirurgische Sonde 430 verwendet wird, um die Oberflächenschichten der Epidermis 440 zu entfernen. Die Sonde 430 weist einen Schaft 432 auf, der mit einem proximalen Griff 434 zum Halten und Steuern des Schafts verbunden ist. Ähnlich zu vorhergehenden Ausführungsformen weist die Sonde 430 einen aktiven Elektrodenarray 436 an der distalen Spitze des Schafts 432, eine ringförmige Rückführungselektrode 438, die sich durch den Schaft 432 erstreckt und proximal von dem aktiven Elektrodenarray 436 zurück versetzt ist, und ein ringförmiges Lumen 442 zwischen der Rückführungselektrode 438 und einer äußeren isolierenden Hülse 444 auf. Die Sonde 430 weist weiterhin eine Flüssigkeitszuführleitung 446 auf, die an dem Griff 434 befestigt ist und mit dem Lumen 442 sowie einer Quelle elektrisch leitender Flüssigkeit (nicht gezeigt) in Flüssigkeitskommunikation steht, um die Flüssigkeit an der Rückführungselektrode 438 vorbei an die Zielstelle auf der Epidermis 440 abzugeben. Wie oben erläutert, schließt der Elektrodenarray 436 vorzugsweise bündig mit dem distalen Ende des Schafts 432 ab oder erstreckt sich distal vom distalen Ende um eine geringe Distanz (in der Größenordnung von 0,01 cm [0,005 Inch]), um die Abtragungstiefe zu minimieren. Das distale Ende des Schafts 432 ist vorzugsweise abgeschrägt, um den Zugriff auf die und die Steuerung der Sonde 430 während der Behandlung des epidermischen Gewebes zu verbessern.

[0123] Eine weitere Ausführungsform ist in der **Fig. 22** gezeigt. Diese Ausführungsform ist ähnlich der in **Fig. 16** gezeigten und oben beschriebenen, mit der Ausnahme, dass an der distalen Spitze 70 der Sonde zusätzliche Elektrodenenden 458, 459 positioniert sind. Die Elektrodenenden 458, 459 können dieselbe Größe haben wie die Abtragungselektrodenenden 58, oder größer sein, wie in **Fig. 22** gezeigt ist. Eine Betriebsanordnung ist es, die Elektrodenenden 458, 459 mit zwei Polen eines Hochfrequenzgenerators zu verbinden, um eine bipolare Schaltung herzustellen, die es erlaubt, dass Strom zwischen den Enden 458, 459, wie durch die Stromflusslinien 460 gezeigt, fließt. Die Elektrodenenden 458, 459 sind von den Abtragungselektroden 58 elektrisch isoliert. Durch geeignete Auswahl des Abstands zwischen den Elektroden W_2 und der Elektrodenweite W_3 und der Frequenz kann verursacht werden, dass die Stromflusslinien 460 unter die Epidermisschicht fließen, um in dem Bereich 320 eine Kollagenschrumpfung zu bewirken, wie oben beschrieben worden ist.

[0124] Die Spannung ist vorzugsweise ausreichend, um hohe elektrische Feldintensitäten zwischen dem aktiven Elektrodenarray 436 und dem epidermischen Gewebe 440 herzustellen, um dadurch einen molekularen Zusammenbruch oder Zerfall mehrerer Zellschichten des epidermischen Gewebes zu bewirken. Wie oben beschrieben, wird ausreichende Spannung angelegt, um eine dünne Dampfschicht in der elektrisch leitenden Flüssigkeit zu entwickeln und die Dampfschicht oder den Dampfbereich zwischen der/den aktiven Elektrode(n) und dem Zielgewebe zu ionisieren. Energie in Form von Photonen und/oder energetischen Elektronen wird aus der Dampfschicht entladen, um das epidermische Gewebe abzutragen und dadurch Nekrose des umgebenden Gewebes und der darunterliegenden Zellschichten, z. B. Zellstrukturen im Stratum lucidum (Glanzschicht) und/oder im Stratum granulosum (Körnerzellschicht) zu minimieren.

[0125] Das System und das Verfahren können auch von Nutzen sein, um Krebszellen und Krebszellen enthaltendes Gewebe, z. B. Krebs an der Oberfläche der Epidermis, am Auge, am Dickdarm, an der Blase, am Gebärmutterhals, an der Gebärmutter und ähnlichem wirkungsvoll abzutragen (d. h. zu zersetzen). Die Fähigkeit der vorliegenden Erfindung, das Zielgewebe vollkommen zu zersetzen kann bei dieser Anwendung vorteilhaft sein, weil das einfache Verdampfen und Zersplittern von kanzerösem Gewebe zu einer Verbreitung lebensfähiger Krebszellen (d. h. Streuung) auf andere Teile des Körpers des Patienten oder auf das Chirurgenteam in enger Nähe zum Zielgewebe führen kann. Zusätzlich kann das kanzeröse Gewebe bis zu einer exakten Tiefe entfernt werden, während Nekrose des darunterliegenden Gewebes minimiert wird.

[0126] Die **Fig. 23** zeigt einen distalen Abschnitt einer anderen elektrochirurgischen Sonde 500, die besonders zum Schneiden oder Anbringen von Inzisionen in einer äußeren Hautoberfläche geeignet ist. Die Sonde 500 weist ein Trägerelement 502 auf das mit einem Schaft oder einer Einwegspitze (nicht gezeigt) wie bei vorhergehenden Ausführungsformen beschrieben verbunden ist. Das Trägerelement 502 weist vorzugsweise ein inorganisches elektrisch isolierendes Material, z. B. Keramik, Glas oder Glaskeramik, auf. Bei dieser Ausführungsform kann jedoch das Trägerelement 502 ein organisches Material wie Plastik aufweisen, weil sowohl die aktive Elektrode 506 als auch die Rückführungselektrode 508 vom Trägerelement 502 beabstandet sind. So können die elektrischen Felder mit hoher Intensität vom Trägerelement 502 weit genug entfernt sein, dass ein organisches Material ermöglicht wird.

[0127] Eine Elektrodenanordnung 504 erstreckt sich von einem distalen Ende des Trägerelements 502, vorzugsweise ca. 2 bis 20 mm. Die Elektroden-



1307343143258

anordnung 504 weist eine einzelne, aktive Elektrode 506 und eine Rückführungselektrodenhülse 508 auf die durch ein Isolierungselement 510, das, die vorzugsweise ein inorganisches Material wie Keramik, Glas oder Glaskeramik umfasst, proximal von der aktiven Elektrode 506 beabstandet ist. Wie gezeigt ist, verjüngt sich die aktive Elektrode 506 vorzugsweise zu einem spitzen distalen Ende 512, um das Schneiden von oder Einschneiden in Gewebe zu erleichtern. Bei der beispielhaften Ausführungsform hat die aktive Elektrode 506 einen proximalen Durchmesser von ca. 0,2 bis 20 mm und einen distalen Durchmesser von weniger als ca. 0,2 mm. Die Rückführungselektrode 508 ist von der aktiven Elektrode 506 mit ausreichendem Abstand beabstandet, um einen Kurzschluss oder einen Lichtbogen dazwischen bei ausreichenden Spannungen, die die volumetrische Entfernung von Gewebe ermöglichen, zu verhindern. Bei der repräsentativen Ausführungsform ist der distale exponierte Abschnitt der Rückführungselektrode 508 ca. 0,5 bis ca. 5 mm von dem proximalen exponierten Abschnitt der aktiven Elektrode 506 beabstandet. Die vorliegende Erfindung ist selbstverständlich nicht auf die bestimmten Abmessungen und die Konfiguration der hier beschriebenen Elektrodenanordnung 504 beschränkt, und es können, abhängig von der chirurgischen Anwendung, eine Vielzahl unterschiedlicher Ausführungsformen ins Auge gefasst werden.

[0128] Wie gezeigt ist, weist die Sonde 500 ein Flüssigkeitolumen 520 auf, das sich durch das Trägerelement 502 zu einer distalen Öffnung (nicht gezeigt) am distalen Ende des Trägerelements 502 erstreckt. Das Flüssigkeitolumen 520 ist mit einer Zufuhreinrichtung für die elektrisch leitende Flüssigkeit, z. B. eine isotone Salzlösung oder eine anderen geeignete leitende Flüssigkeit, zur Abgabe der Flüssigkeit an die Zielstelle verbunden. Bei der beispielhaften Ausführungsform ist die Sonde so gestaltet, dass das Lumen 520 während des Gebrauchs oberhalb der Elektrodenanordnung 504 positioniert ist, so dass die leitende Flüssigkeit, die aus der distalen Öffnung des Lumens 520 austritt, auf natürliche Weise die Rückführungselektrode 508 und die aktive Elektrode 506 passiert und so dazwischen einen Stromweg erzeugt. Zusätzlich bedeckt die leitende Flüssigkeit die aktive Elektrode 506 so ausreichend, dass die Bedingungen zur Plasmabildung erfüllt werden können, wie oben im Einzelnen beschrieben worden ist.

[0129] Unter Bezug auf die Fig. 24 bis 26 wird nun ein Belpharoplastie-Verfahren zur Entfernung von Fettgewebe, das sich unter den Augenlidern eines Patienten befindet, gemäß der vorliegenden Erfindung beschrieben. Wie in Fig. 24 gezeigt ist, enthüllt eine Vorderansicht der Augenhöhle 530 die für die Blepharoplastie-Chirurgie relevanten wichtigen peripheralen Strukturen. Wie gezeigt ist, sind die beiden Fettbereiche des Oberlids, die zentralen und medialen Bereiche 532, 534, durch den oberen Schrägmuskel 536 geteilt. Das untere Augenhöhlenfett ist in drei Bereiche geteilt, den medialen Bereich 538, den seitlichen Fettbereich 539 und den zentralen Fettbereich 540. Das mediale Fett weist mehr Blutgefäße und Nerven auf als die anderen Fettbereiche im Ober- und Unterlid. Deshalb ist dieses Fett empfindlicher gegenüber der Anwendung von Energie in herkömmlichen Systemen. Abhängig von dem bestimmten Verfahren ist die vorliegende Erfindung so ausgerichtet, dass sie den Zugang zu diesen Fettbereichen des Ober- und Unterlids erleichtert, so dass ein Teil des darin enthaltenen Fetts entfernt werden kann, um das Syndrom der „sackartigen Augenlider“ zu behandeln.

[0130] Wie in der Fig. 25 gezeigt ist, wird die elektrochirurgische Sonde 500 nahe des Zielbereichs, in diesem Fall das Oberlid 550 des Patienten, positioniert. Die Energiezufuhr wird so aktiviert, dass zwischen die aktiven und die Rückführungselektroden 506, 508 eine Hochfrequenzspannungsdifferenz angelegt wird, und elektrisch leitende Flüssigkeit 552 wird entweder durch Schwerkraft, mittels Pumpe oder mittels anderer Einrichtungen an den Zielbereich abgegeben. Der Chirurg platziert die Spitze der aktiven Elektrode 506 sodann so, dass sie nahe an oder in Kontakt mit der äußeren Haut 554 ist und schiebt die Spitze über das Oberlid 550, um dort eine Incision 556 anzubringen. Wie vorher bereits erläutert, ist die Hochfrequenzspannung ausreichend, um die elektrisch leitende Flüssigkeit zwischen dem Zielgewebe und der aktiven Elektrode 506 in eine ionisierte Dampfschicht oder in Plasma umzuwandeln. Als Folge der zwischen die aktive Elektrode 506 und das Zielgewebe angelegten Spannungsdifferenz (d. h. des Spannungsgradienten über der Plasmenschicht) werden geladene Partikel im Plasma (nämlich Elektronen) auf das Gewebe zu beschleunigt. Bei ausreichend hohen Spannungsdifferenzen gewinnen diese geladenen Partikel genug Energie, um eine Dissoziation der Molekülbindingen in den Gewebestrukturen hervorzurufen. Diese molekulare Dissoziation wird von der volumetrischen Entfernung (d. h. abtragende Sublimation) von Gewebe und der Erzeugung von Gasen mit niedrigem Molekulargewicht, z. B. Sauerstoff, Stickstoff, Kohlendioxid, Wasserstoff und Methan, begleitet. Die kurze Reichweite der beschleunigten geladenen Partikel im Zielgewebe beschränkt den molekularen Dissoziationsprozess auf die Oberflächenschicht, um Beschädigungen und Nekrose des darunterliegenden Gewebes zu minimieren.

[0131] Wie in der Fig. 26 gezeigt ist, führt der Chirurg typischerweise eine obere Schnittlinie 560 und eine untere Schnittlinie 562 aus, um einen sichelförmigen Hautlappen 564 zwischen den beiden Schnittlinien 560 und 562 auszubilden. Der Hautlappen 564 wird sodann entfernt, entweder vollständig oder durch Umklappen mit einer Pinzette 568, um das da-

runterliegende Augenhöhlen-Septum **570** freizulegen. Das Augenhöhlen-Septum **570** wird dann mit der elektrochirurgischen Sonde der vorliegenden Erfindung oder mit herkömmlichen Werkzeugen, z. B. einem Skalpell, durchstochen, und das darunterliegende Fett wird entfernt, beispielsweise mit einer Pinzette oder mit anderen herkömmlichen Werkzeugen. Während der Entfernung des Fetts kann die Sonde **500** verwendet werden, um bei auseinandergetrennten Blutgefäßen im Fettgewebe eine Blutstillung zu bewirken. Wenn die gewünschte Menge an Fettgewebe entfernt worden ist, befestigt der Chirurg den Hautlappen **564** wieder und reinigt die Wundstelle.

[0132] Weitere Abwandlungen und Änderungen können vorgenommen werden, um Ausführungsformen zu offenbaren, ohne von der in den nachfolgenden Ansprüchen definierten vorliegenden Erfindung abzuweichen. Beispielsweise zeigt die Fig. 27 eine weitere Ausführungsform zum Schneiden von Körperstrukturen, insbesondere zum Anbringen von Inzisionen in äußeren Hautoberflächen. Bei dieser Ausführungsform liegen die Elektrodenenden **604** in linearer oder spaltenförmiger Anordnung einer oder mehrerer in geringem Abstand voneinander beabstandeter Spalten vor, so dass, wenn die Elektroden **604** entlang der Längsachse (in Fig. 27 mit dem Pfeil **660** bezeichnet) bewegt werden, die Stromflusslinien an der Spitze der Elektrodenenden **604** eng begrenzt sind und so zu einem Schneideeffekt bei der behandelten Körperstruktur führen. Wie bereits vorher, passieren die Stromflusslinien **660**, die aus den Elektrodenenden **604** austreten, die elektrisch leitende Flüssigkeit bis zu der proximal zur Sondenspitze befindlichen Rückführungselektrodenstruktur **612**.

[0133] Unter Bezug auf die Fig. 28 und 29 werden alternative Geometrien für die Elektrodenenden **604** gezeigt. Diese alternativen Elektrodengeometrien ermöglichen es, dass die elektrischen Stromdichten, die von den Elektrodenenden **604** ausgehen, konzentriert werden, um eine erhöhte Abtragungsrate und/oder eine konzentriertere Abtragungswirkung aufgrund der Tatsache zu bewirken, dass schärfere Kanten (d. h. Bereiche kleinerer Krümmungsradii) zu höheren Stromdichten führen. Die Fig. 28 zeigt eine abgeflachte Verlängerung eines Runddraht-Elektrodenendes **604**, das zu höheren Stromdichten an den Kanten **680** führt. Ein anderes Beispiel ist in der Fig. 29 gezeigt, bei dem das Elektrodenende **604** zu einer kegelförmigen Spitze **682** ausgebildet ist, was zu höheren Stromdichten an der Spitze des Kegels führt.

[0134] Die Fig. 30 zeigt eine weitere Ausführungsform einer Sonde **710** zum Schneiden von oder Einschneiden in Gewebe. Wie gezeigt ist, sind bei der Ausführungsform die elektrisch isolierten Elektrodenenden **758** über eine Gewebebehandlungsoberfläche **780** des Elektrodenträgerelements **770** von-

einander beabstandet angeordnet, vorzugsweise in einem linearen Array. Bei der repräsentativen Ausführungsform sind drei Elektrodenenden **758**, die jeweils eine im wesentlichen konische Form aufweisen, in einem linearen Array angeordnet, der sich distal von der Oberfläche **780** erstreckt. Die Elektrodenenden **758** erstrecken sich normalerweise ca. 0,5 bis 20 mm von der Gewebebehandlungsoberfläche **780**, vorzugsweise ca. 1 bis 5 mm. Die Anmelderin hat festgestellt, dass diese Konfiguration die elektrischen Feldintensitäten und die assoziierten Stromdichten an den distalen Kanten der Elektrodenenden **758** erhöht, was die Geschwindigkeit des Gewebe-schneidens erhöht. Bei der repräsentativen Ausführungsform weist die Gewebebehandlungsoberfläche **780** einen kreisförmigen Querschnitt mit einem Durchmesser im Bereich von ca. 0,5 mm bis 20 mm (vorzugsweise ca. 2 bis 10 mm) auf. Die einzelnen Elektrodenenden **758** verjüngen sich vorzugsweise wie gezeigt nach außen, oder sie können eine distale Kante bilden, wie die in Fig. 28 gezeigten Elektroden.

[0135] Die Fig. 31 zeigt eine elektrochirurgische Sonde **890**, die einen Schaft **800** und wenigstens zwei Elektrodenenden **804** aufweist, die sich von einer Trägermatrix **802** am distalen Ende des Schafts erstrecken. Die Elektrodenenden **804** definieren vorzugsweise eine distale Kante **806** zum Anbringen einer Inzision in Gewebe. Die Kanten **806** der Elektrodenenden **804** sind im wesentlichen zueinander parallel und normalerweise in einem Abstand von ca. 4 bis 15 mm, vorzugsweise ca. 8 bis 10 mm, voneinander beabstandet. Die Kanten **806** erstrecken sich ca. 0,5 bis 10 mm, vorzugsweise ca. 2 bis 5 mm, vom distalen Ende der Trägermatrix **802**. Bei der beispielhaften Ausführungsform weist die Sonde **890** eine Rückführungselektrode **812** auf, die proximal von den Elektrodenenden **804** beabstandet ist. Alternativ kann die Rückführungselektrode **812** eines der Elektrodenenden **804** sein, oder sie kann ein dispersives Pad sein, das sich auf der äußeren Oberfläche des Körpers des Patienten befindet.

[0136] Weitere Abwandlungen und Änderungen können vorgenommen werden, um Ausführungsformen zu offenbaren, ohne von der in den nachfolgenden Ansprüchen definierten vorliegenden Erfindung abzuweichen. Beispielsweise sollte beachtet werden, dass die Erfindung nicht auf einen Elektrodenarray beschränkt ist, der eine Vielzahl von Elektrodenenden aufweist. Die Erfindung könnte eine Vielzahl von Rückführungselektroden, z. B. in einem bipolaren Array oder dergleichen, verwenden. Zusätzlich kann, abhängig von anderen Bedingungen, z. B. Spitzen-Spitzen-Spannung, Elektrodendurchmesser, etc., ein einziges Elektrodenende ausreichen, um Kollagengewebe zusammenzuziehen, Gewebe abzutragen, usw.

[0137] Weiterhin kann der Elektrodenarray sowohl

aktive als auch Rückführungselektroden aufweisen. Bei dieser Ausführungsform befinden sich sowohl die aktiven als auch die Rückführungselektroden einander benachbart an einer distalen Gewebebehandlungsüberfläche. Die aktiven und die Rückführungselektroden können in Paaren aktiver Elektroden/Rückführungselektroden angeordnet sein, oder eine oder mehrere Rückführungselektrode(n) kann/können zusammen mit einer Vielzahl elektrisch isolierter Elektrodenenden an der distalen Spitze angeordnet sein. Die proximale Rückführungselektrode kann bei den Ausführungsformen, die Rückführungselektroden an der distalen Spitze der Sonde aufweisen, verwendet werden oder nicht verwendet werden. Wenn es beispielsweise erwünscht ist, die Stromflusslinien um die distale Spitze der Sonde herum aufrechtzuerhalten, ist die proximale Rückführungselektrode nicht erwünscht.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Anlegen elektrischer Energie auf eine äußere Körperoberfläche eines Patienten, umfassend:

ein Instrument (**10**) mit proximalen und distalen Enden;

einen elektrisch isolierten Elektrodenträger (**70**) mit einer Gewebebehandlungsüberfläche (**80**), die an oder in der Nähe des distalen Endes des Instruments angeordnet ist, wobei der Elektrodenträger eine Vielzahl von aneinander gereihten Waferschichten (**200, 202, 204, 206, 208**) umfasst;

ein Elektrodenende (**58**), das an den Elektrodenträger gekoppelt ist, wobei das Elektrodenende eine verlängerte exponierte Oberfläche aufweist, die im Wesentlichen mit der Gewebebehandlungsüberfläche bündig abschließend ist, wobei das Elektrodenende einen Stromleiter umfasst, der mit mindestens einer der Waferschichten verbunden ist;

eine Rückführungselektrode (**100, 102**), die auf dem Elektrodenträger liegt und proximal von der Gewebebehandlungsüberfläche beabstandet ist;

ein Verbindungselement, das sich vom Elektrodenende zu dem proximalen Ende des Instruments zur Koppelung des Elektrodenendes und der Rückführungselektrode an eine Hochfrequenzspannungsquelle erstreckt.

2. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, wobei das Instrument eine Einwegspitze umfasst, die für eine entfernbarer Koppelung an einen Griff in einem elektrochirurgischen System ausgestaltet ist.

3. Vorrichtung gemäß Anspruch 1 oder 2, die weiterhin mindestens drei Elektrodenenden umfasst, die in den Elektrodenträger eingebettet sind, wobei jedes der Elektrodenenden eine verlängerte exponierte Oberfläche aufweist, die im Wesentlichen parallel zueinander und voneinander beabstandet angeordnet sind.

4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Elektrodenträger Keramik, Glas oder eine Kombination davon umfasst.

5. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Elektrodenträger und das Elektrodenende durch einen Vielschichten-Elektrodenträger bereitgestellt wird, der eine Vielzahl von Waferschichten umfasst, wobei der Träger eine Gewebebehandlungsüberfläche, die am oder in der Nähe des distalen Endes des Instrumentes angeordnet ist, aufweist, wobei der Vielschichten-Elektrodenträger mindestens einen leitenden Streifen aufweist, der eine aktive Elektrode auf der Gewebebehandlungsüberfläche ausbildet.

6. Vorrichtung nach Anspruch 5, wobei eine Vielzahl von leitenden Streifen auf dem Vielschichten-Elektrodenträger einen „Array“ von elektrisch isolierten, aktiven Elektroden auf der Gewebebehandlungsüberfläche ausbildet.

7. Vorrichtung nach Anspruch 6, wobei die leitenden Streifen im Wesentlichen linear, parallel zueinander und im Wesentlichen bündig abschließend mit der Gewebebehandlungsüberfläche sind.

8. Vorrichtung nach Anspruch 5, 6 oder 7, die einen weiteren leitenden Streifen, der die Rückführungselektrode auf dem Vielschichten-Elektrodenträger bildet, einschließt, wobei die Rückführungselektrode einen größeren exponierten Oberflächenbereich als die aktive Elektrode aufweist.

9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei der Elektrodenträger erste und zweite Seitenflächen auf jeder Seite der Gewebebehandlungsüberfläche aufweist und weiterhin eine zweite Rückführungselektrode umfasst, wobei jede Rückführungselektrode eine exponierte Oberfläche auf den oder sich erstreckend von den ersten und zweiten Seitenflächen des Elektrodenträgers aufweist.

10. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Vorrichtung weiterhin ein flüssiges Lumen, das sich von dem proximalen Ende des Schaftes zum Elektrodenende erstreckt, zur Abgabe einer elektrisch leitenden Flüssigkeit an das Elektrodenende umfasst.

Es folgen 24 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

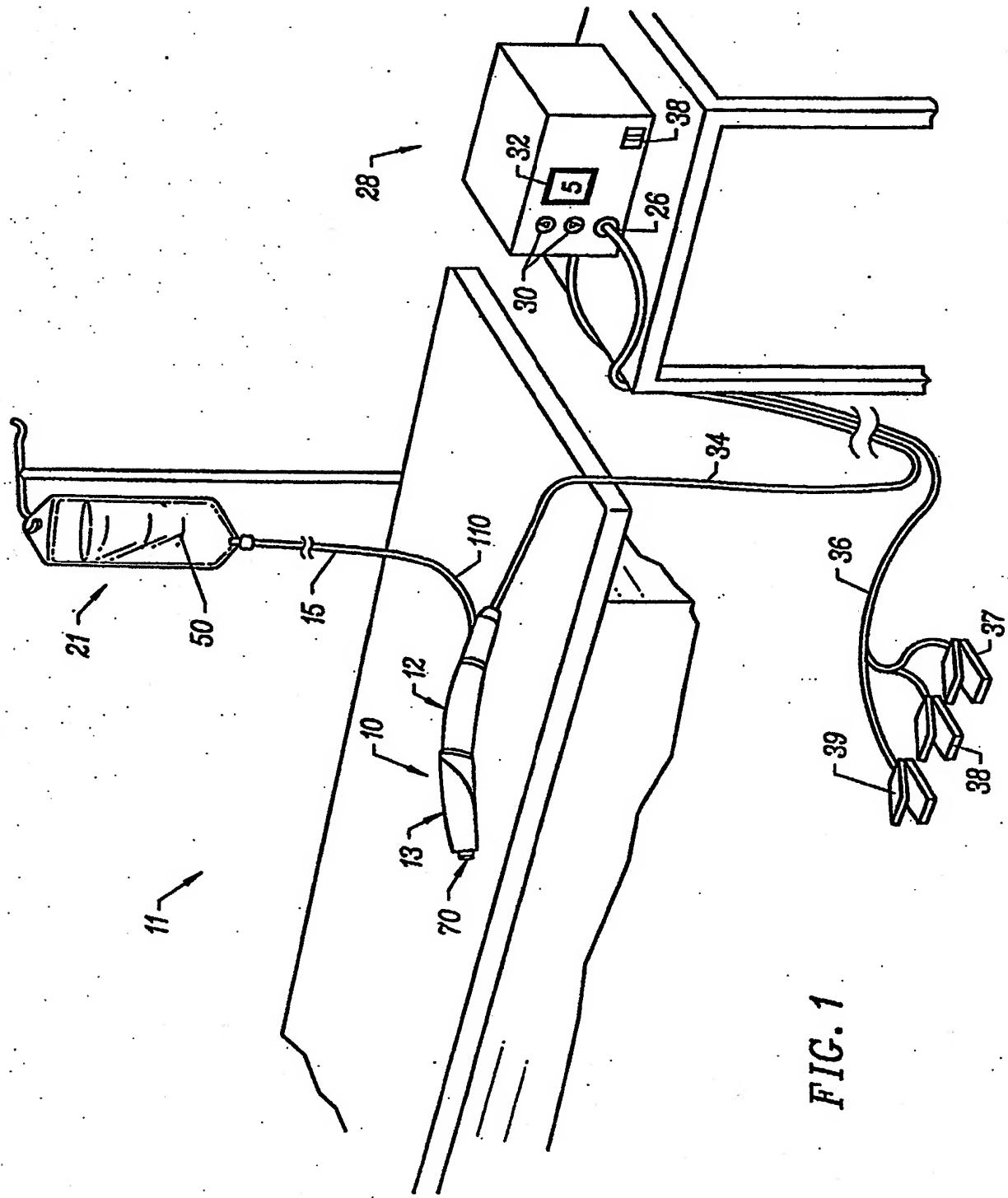


FIG. 1

1307343143258

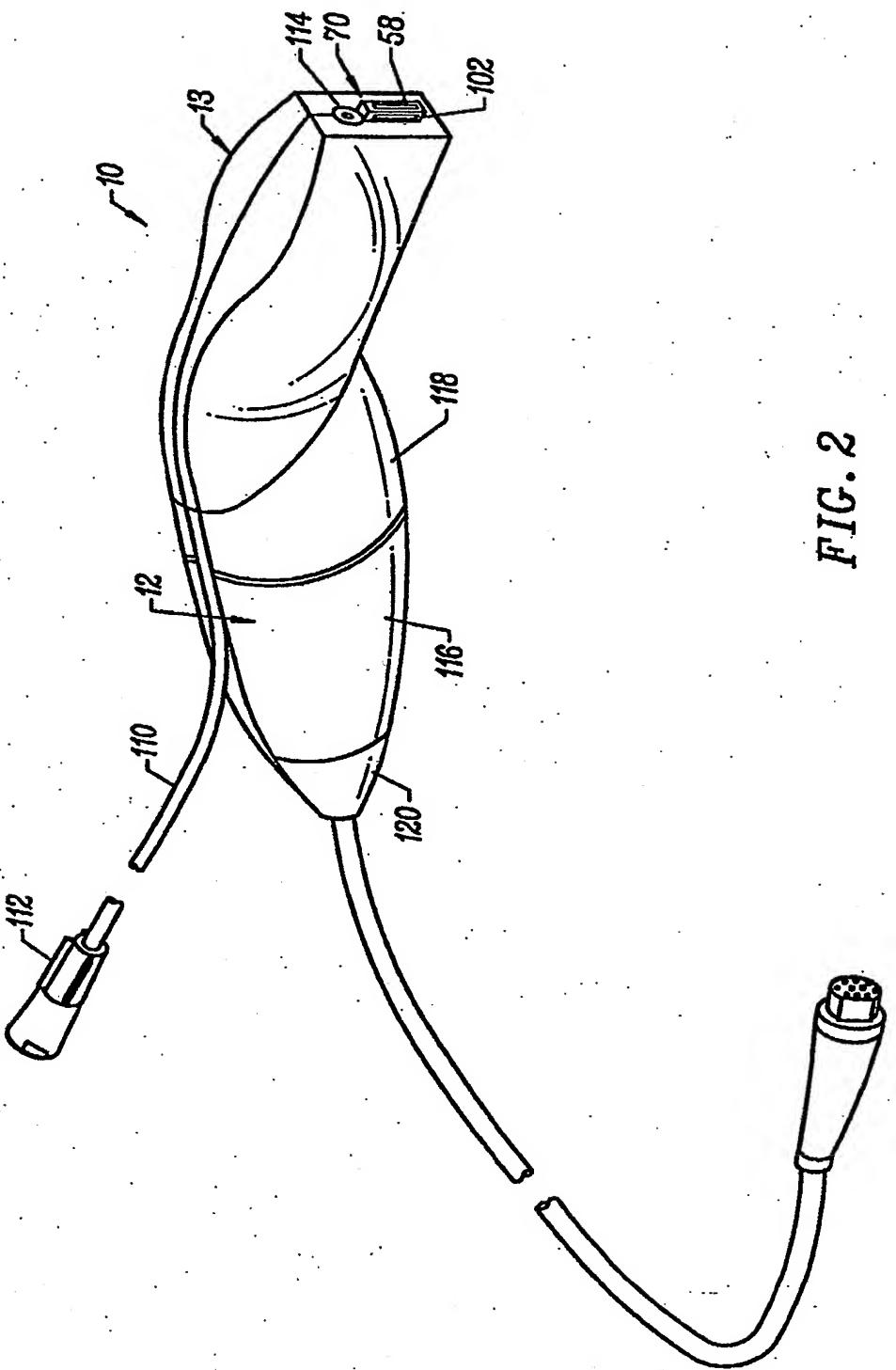
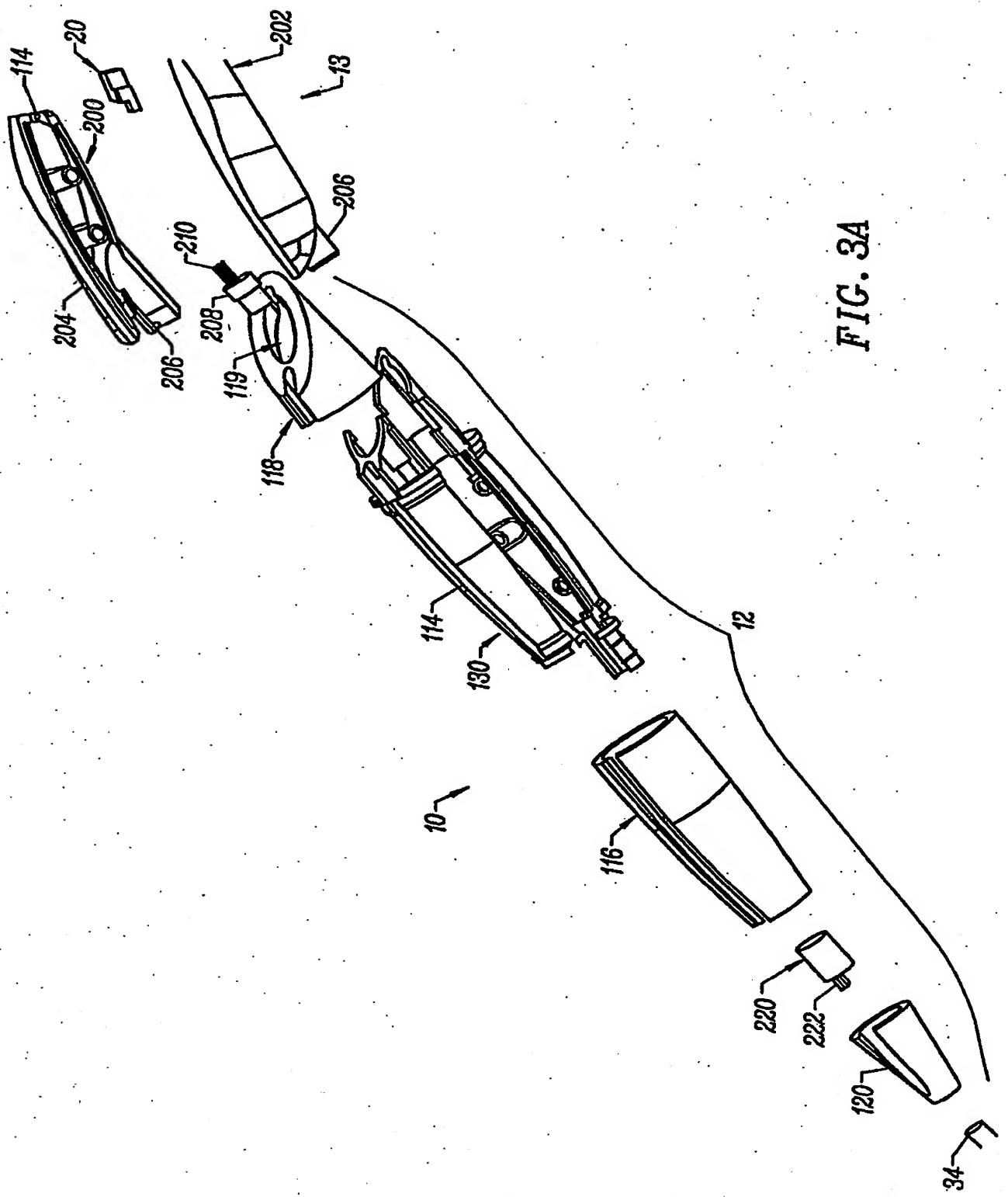


FIG. 2



1307343143258



1307343143258

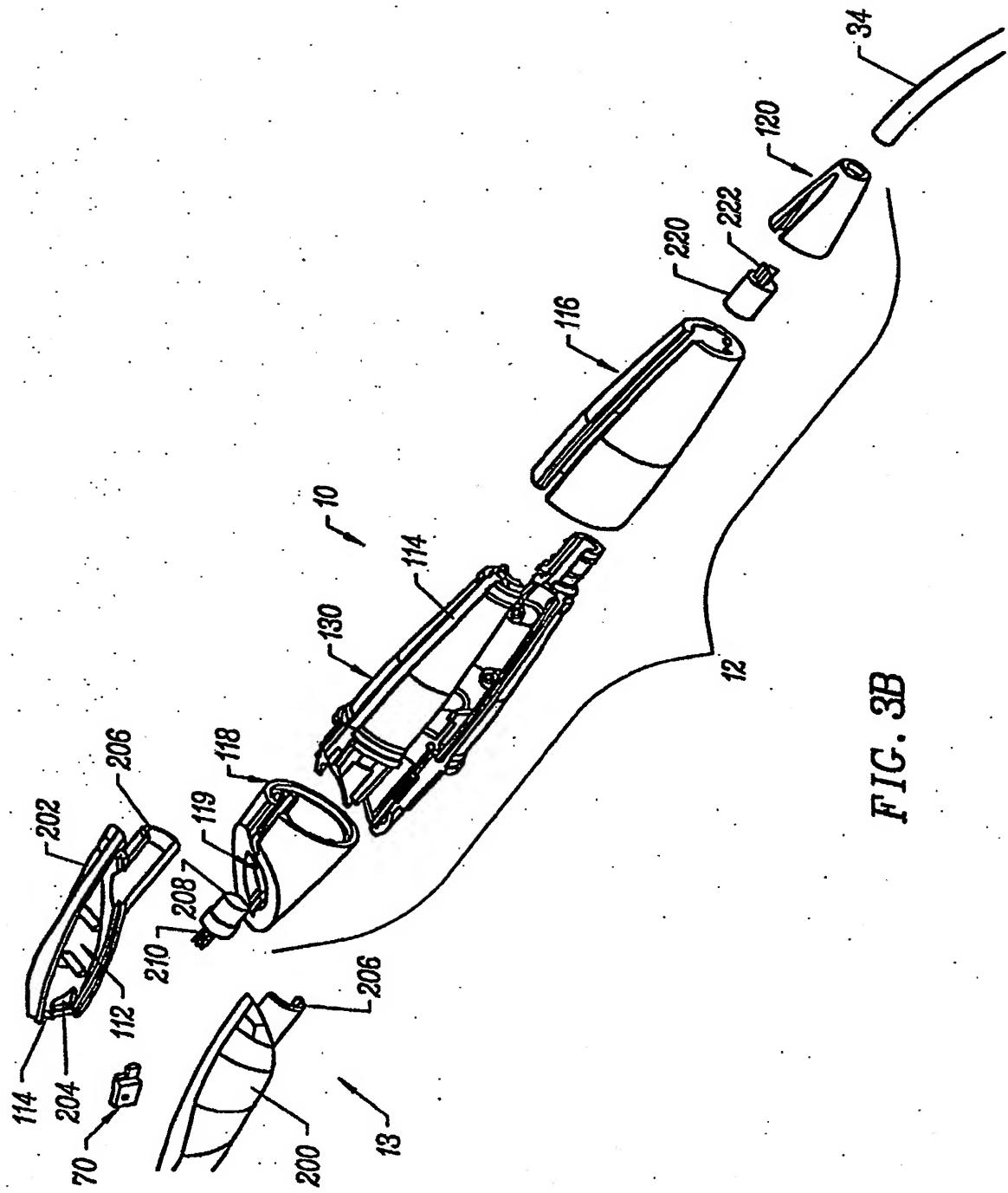


FIG. 3B

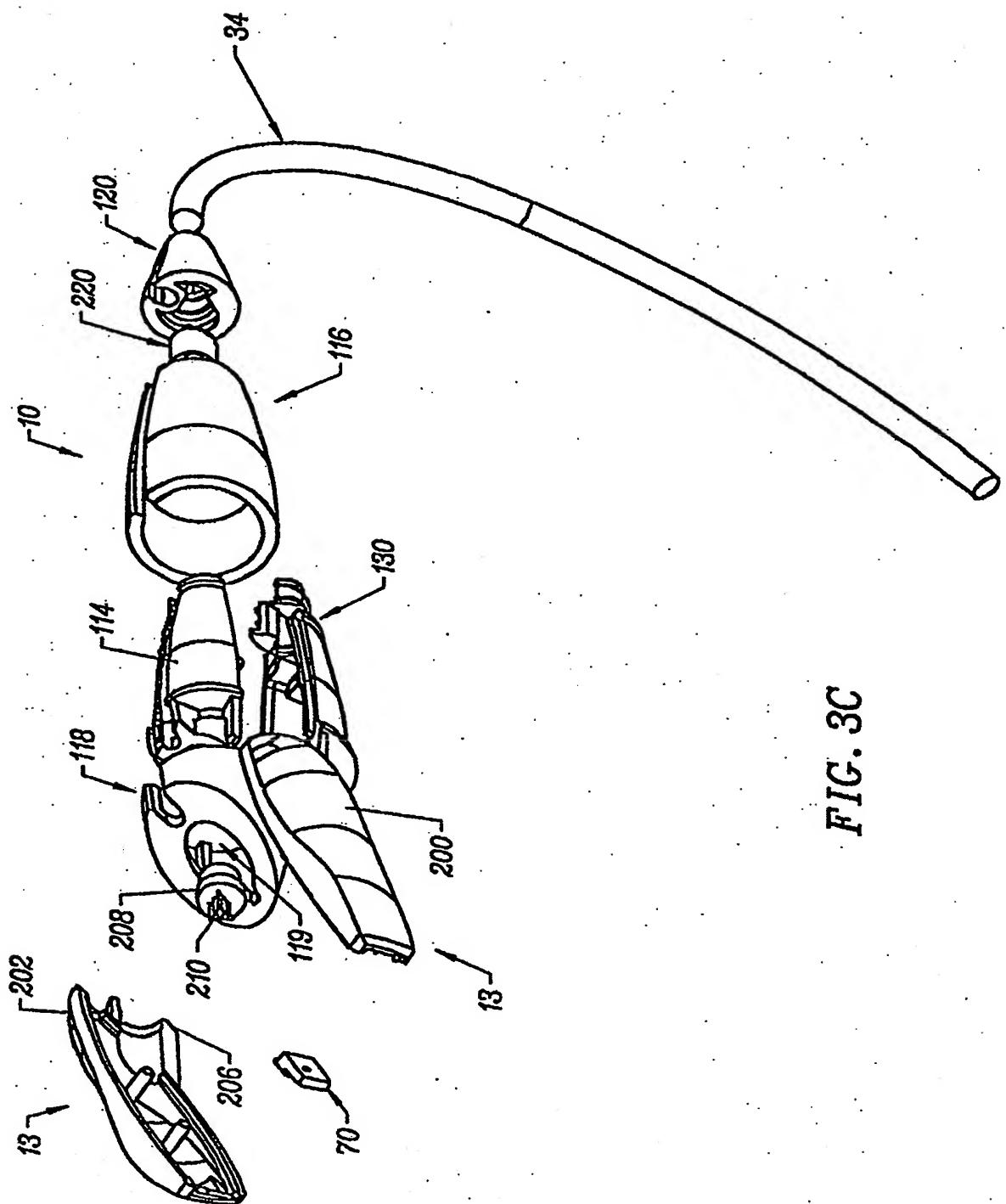
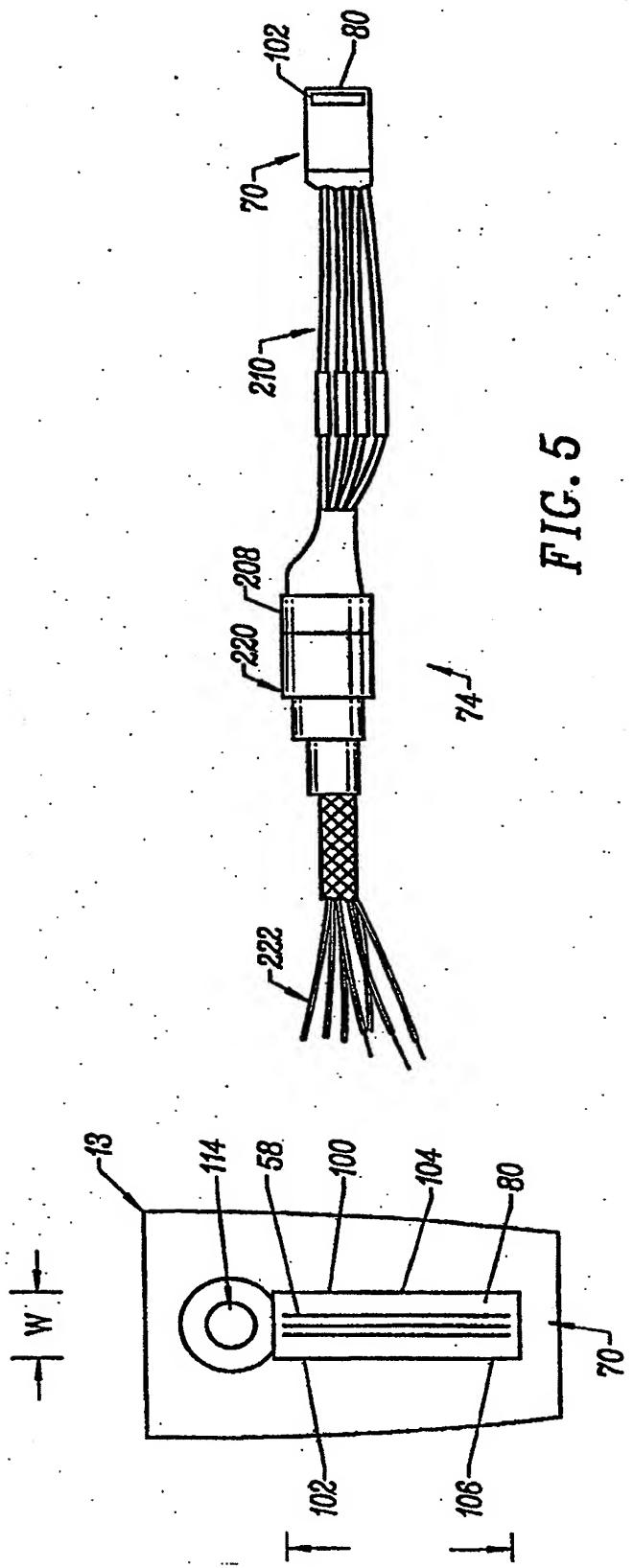


FIG. 3C



1307343143258



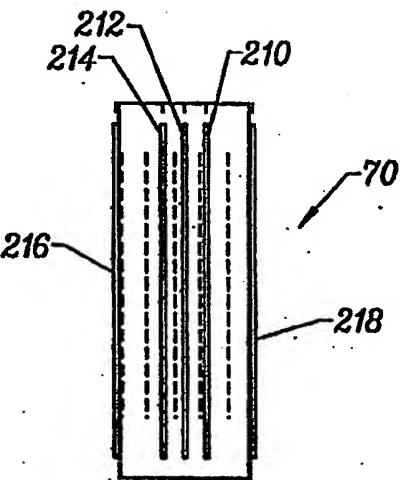


FIG. 6

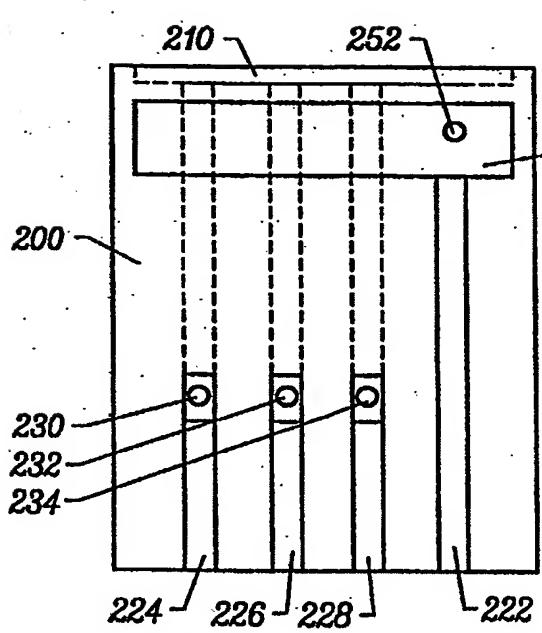


FIG. 7

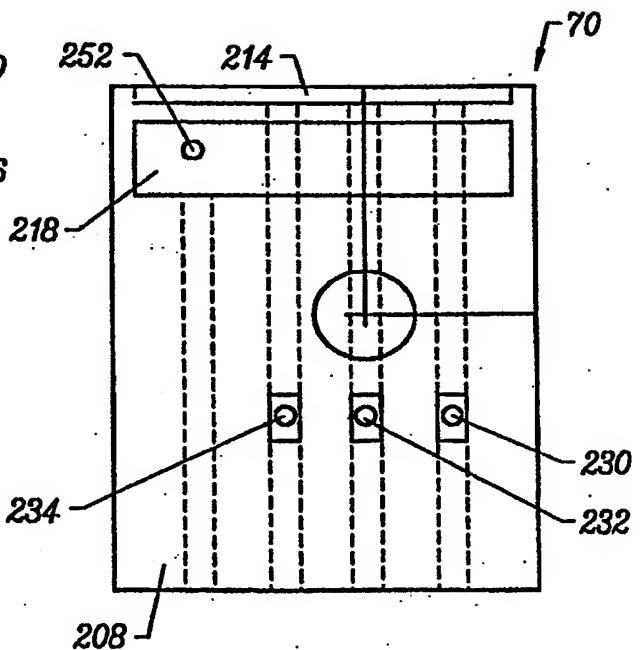


FIG. 8

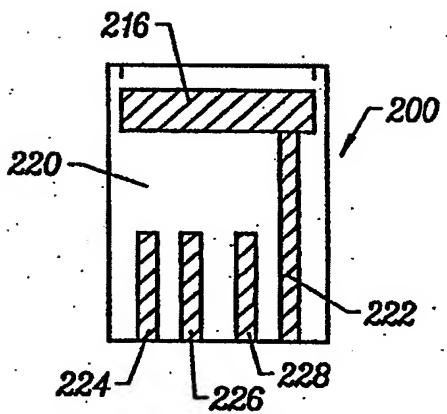


FIG. 9A

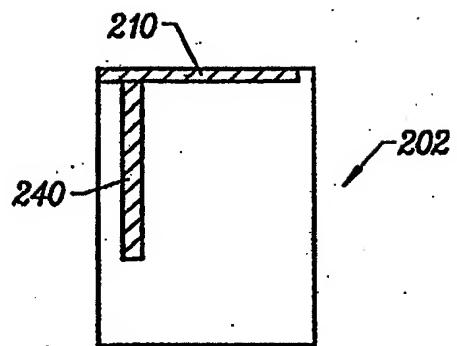


FIG. 10A

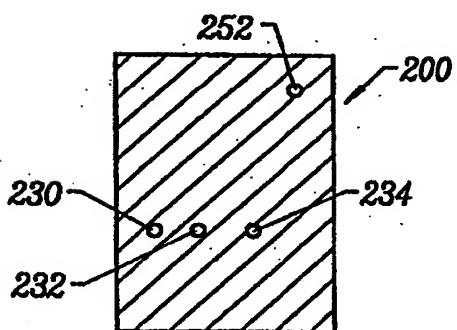


FIG. 9B

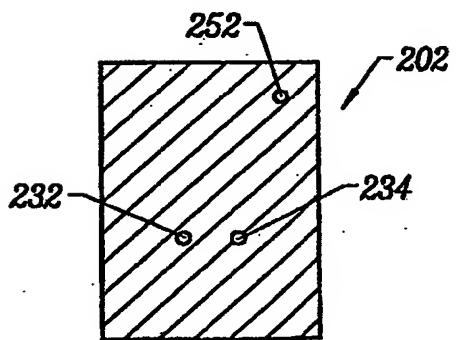


FIG. 10B

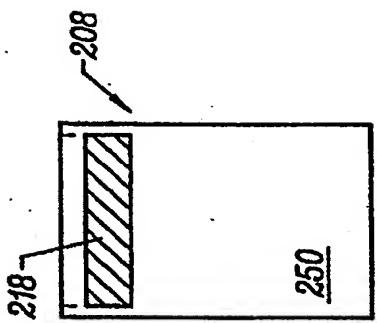


FIG. 13

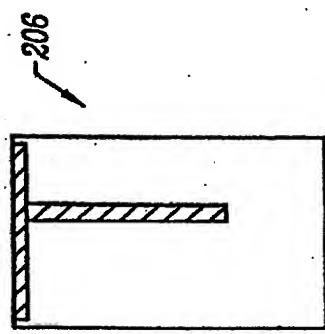


FIG. 12A

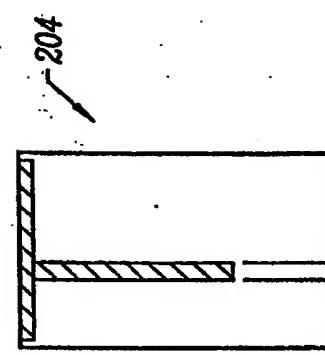


FIG. 11A

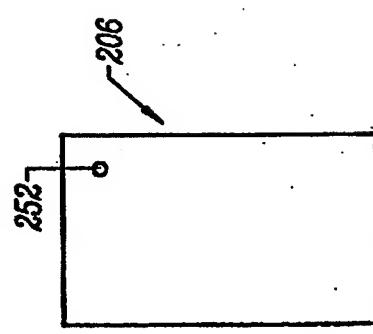


FIG. 12B

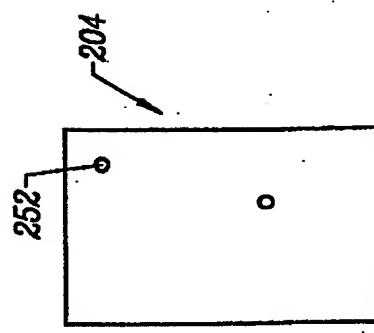


FIG. 11B

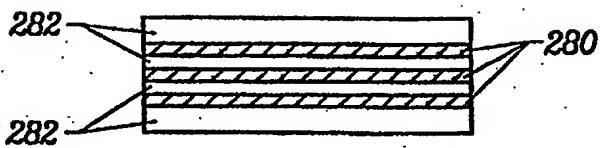


FIG. 14

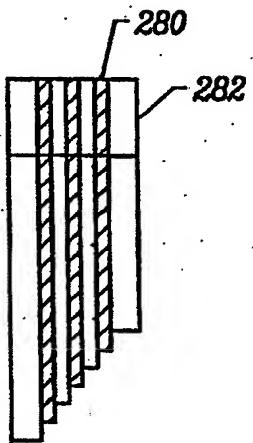


FIG. 15



1307343143258

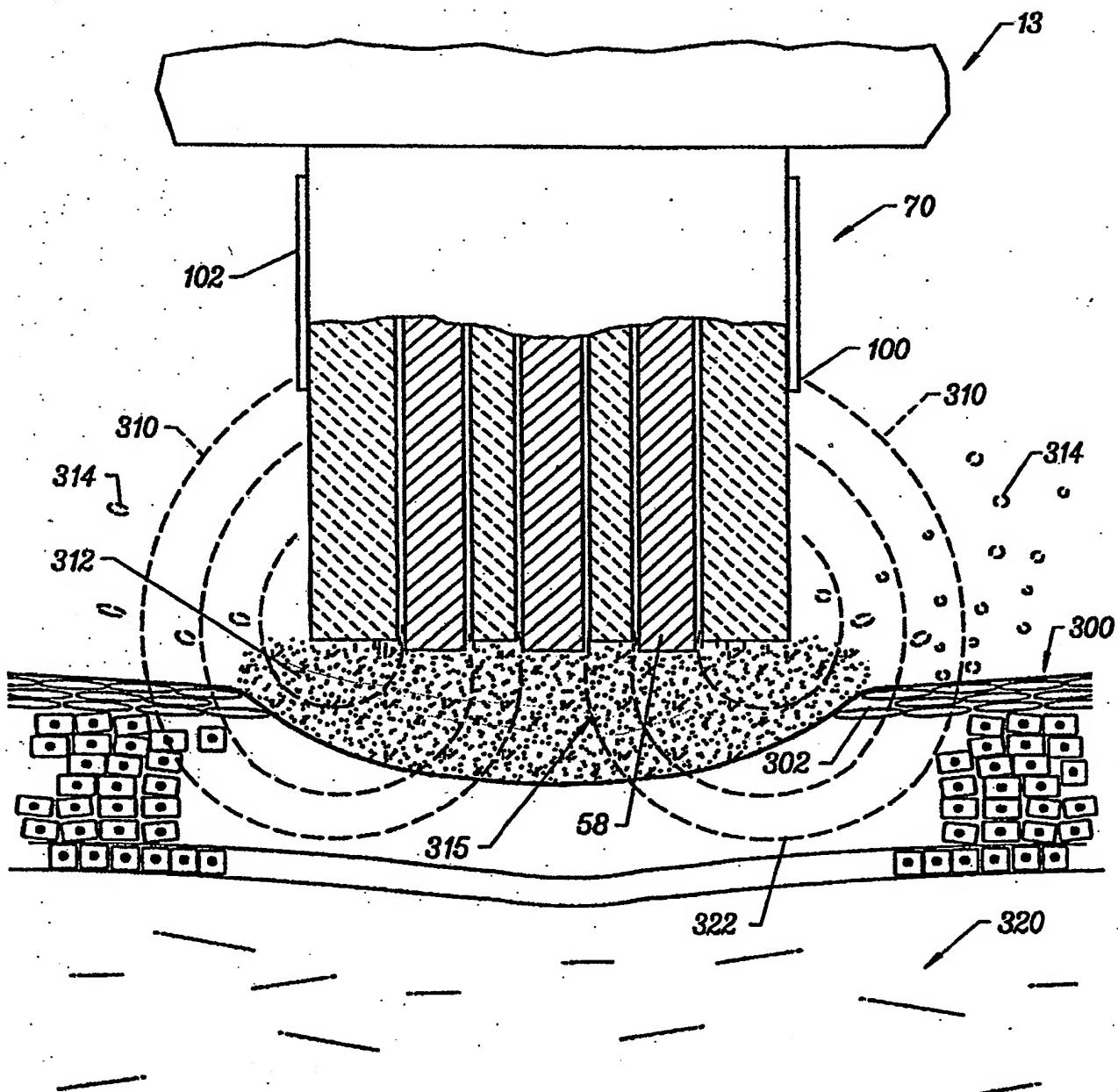


FIG. 16A

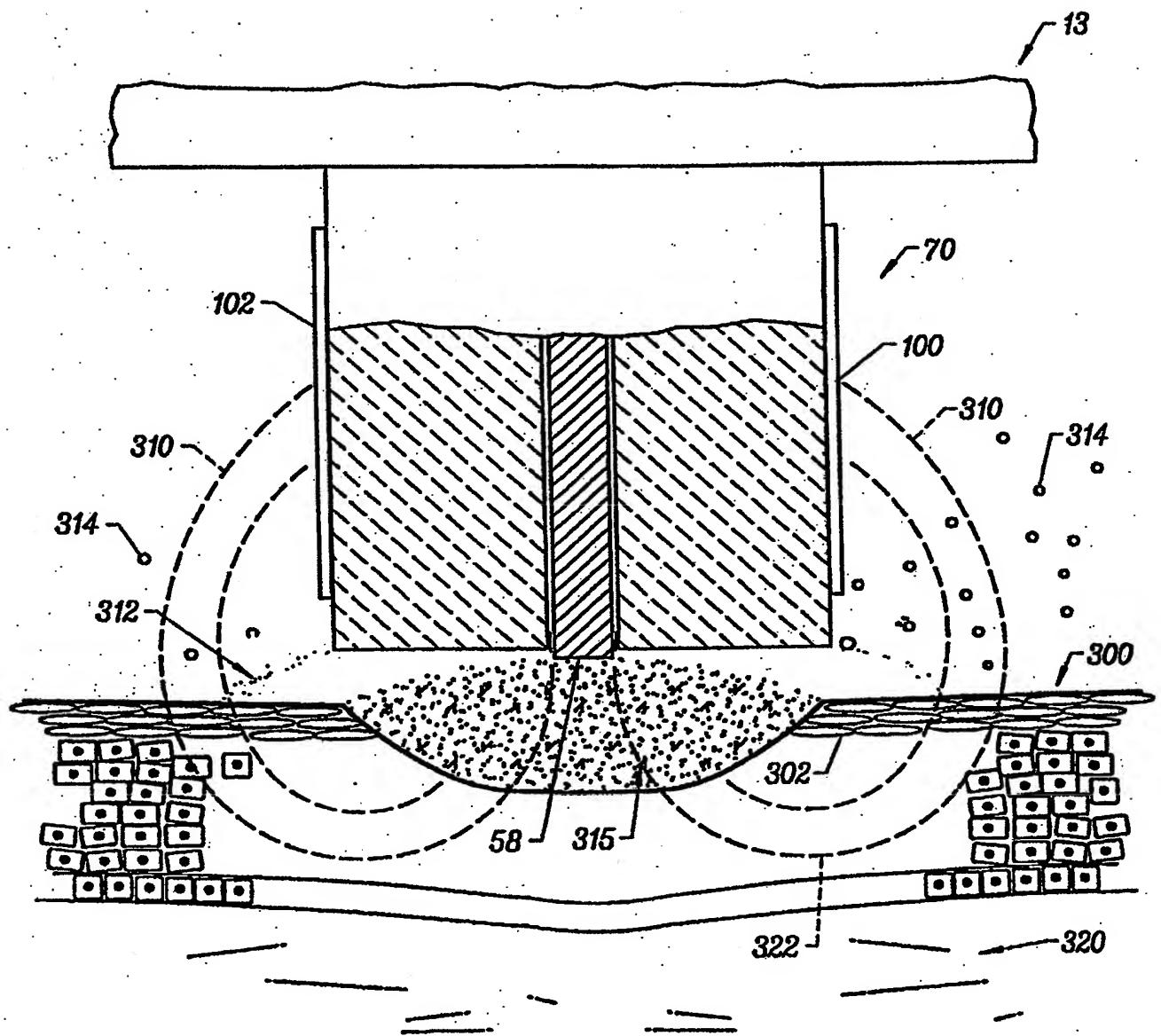


FIG. 16B

1307343143258

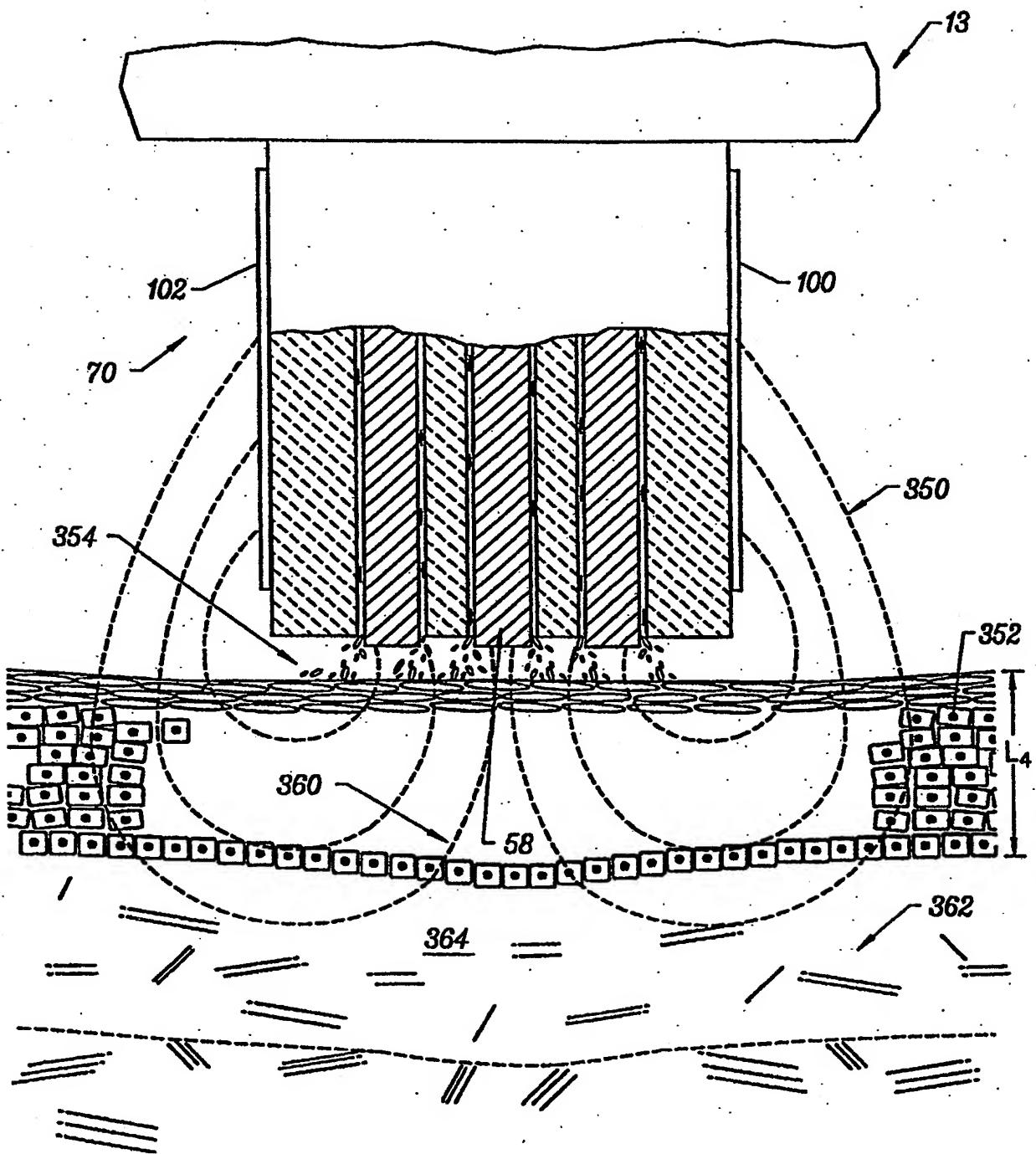


FIG. 17

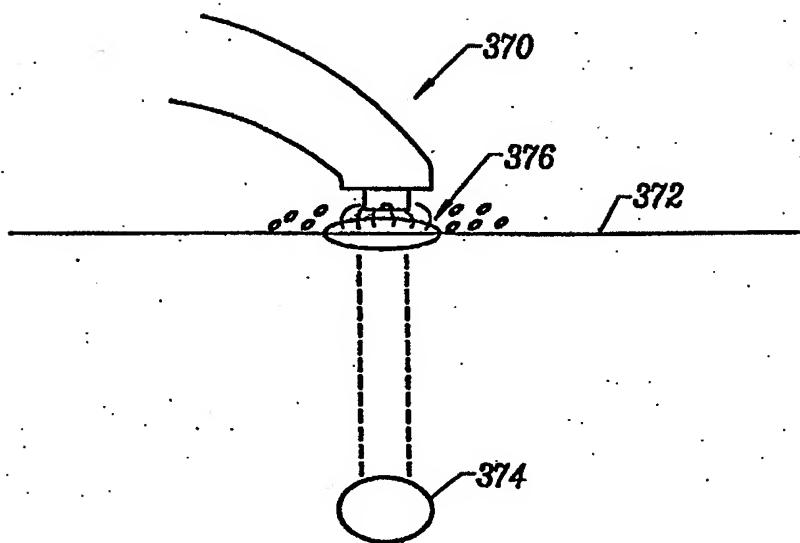


FIG. 18A

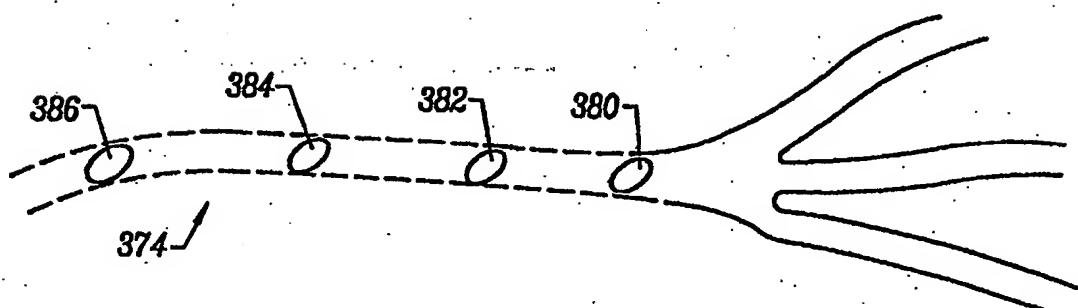


FIG. 18B

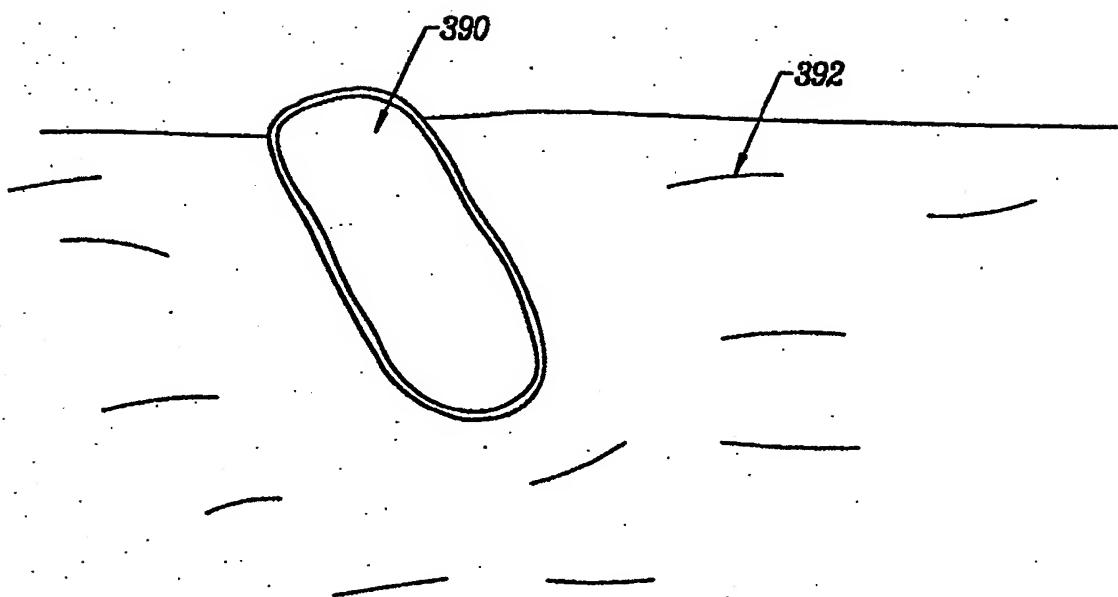


FIG. 19



1307343143258

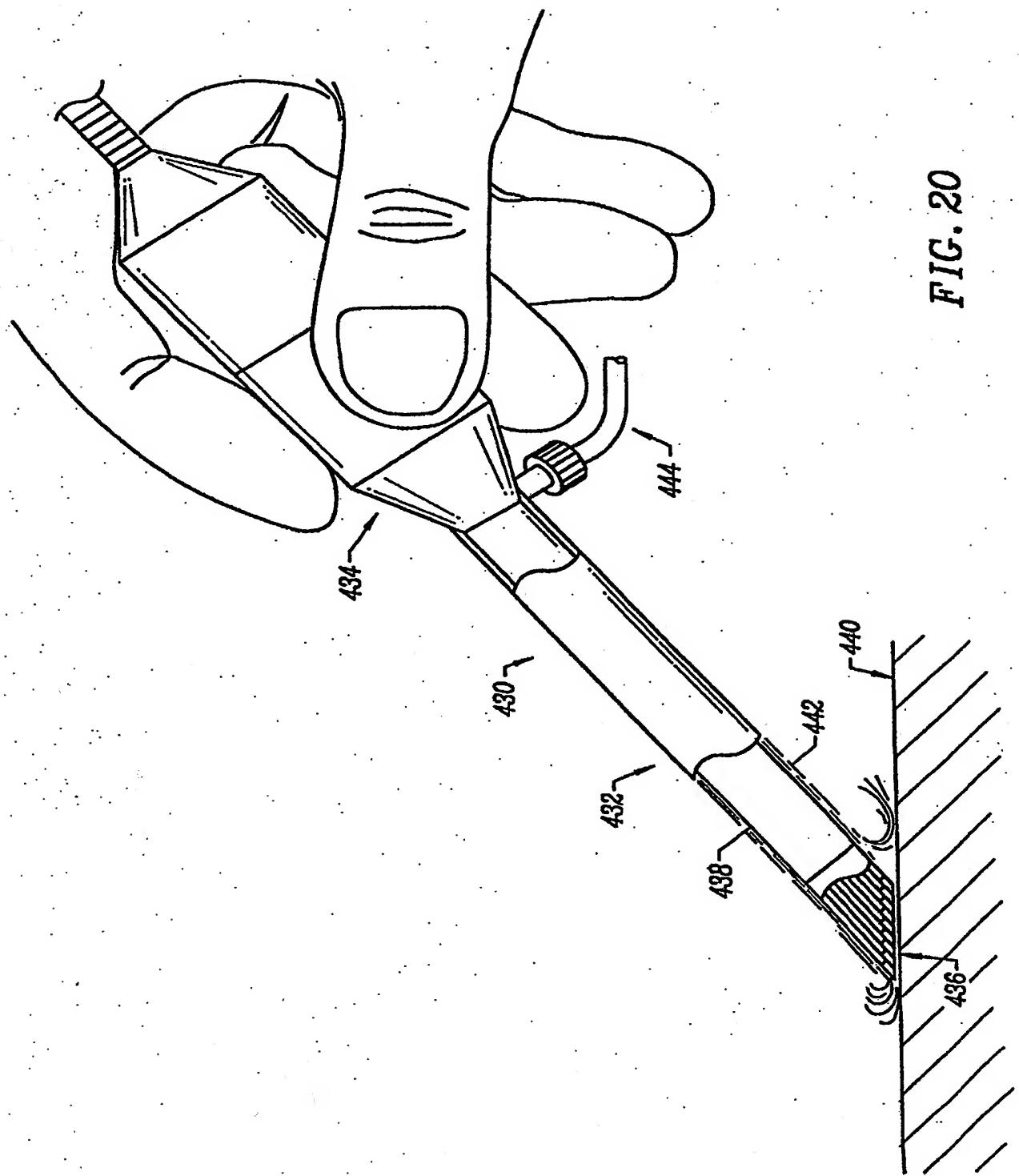


FIG. 20

1307343-143258

ELEKTRISCHE IMPEDANZ VON GEWEBE UND ISOTONISCHER SALZLÖSUNG (WILLKÜRLICHE EINHEITEN)

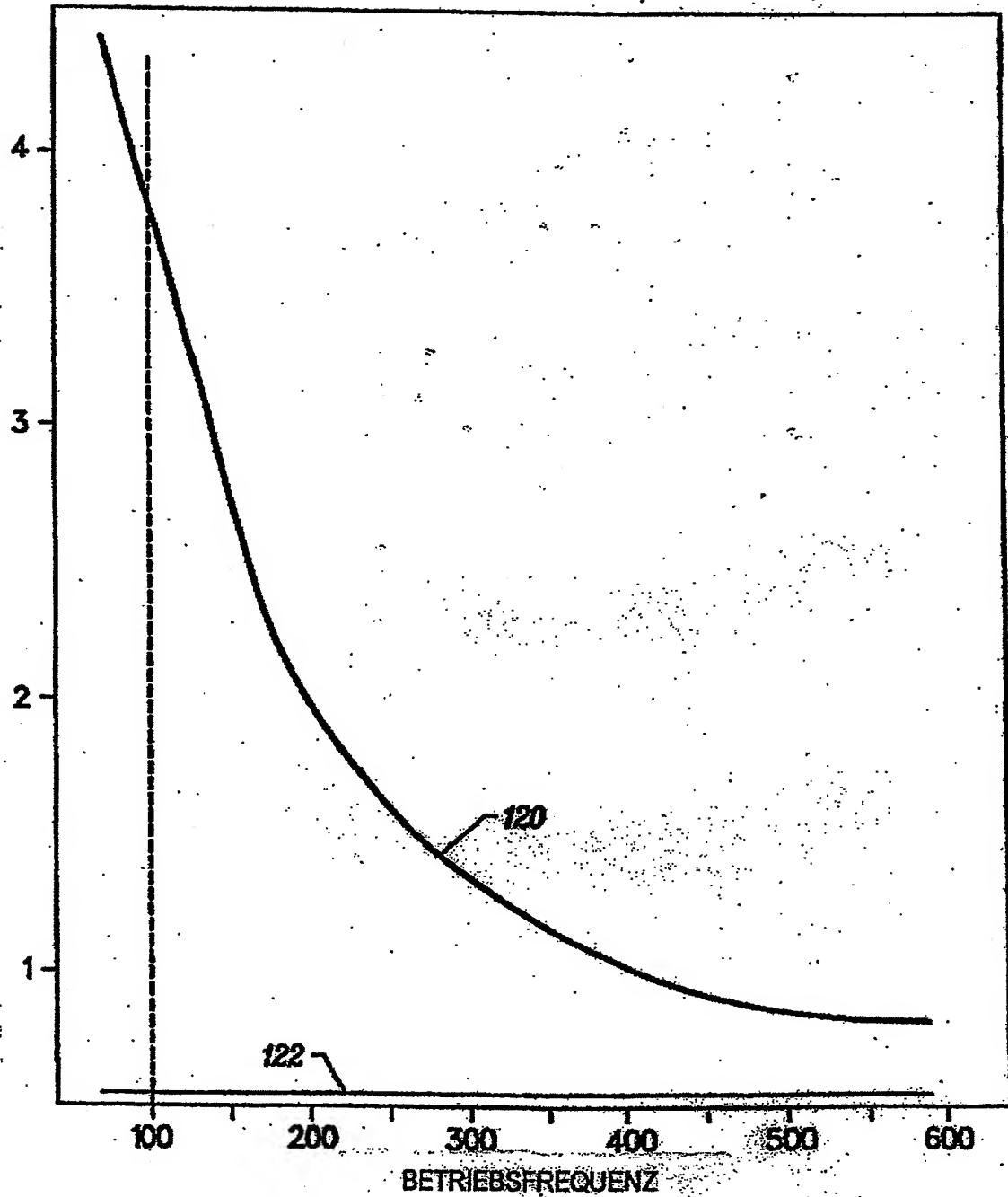


FIG. 21



1307343143258

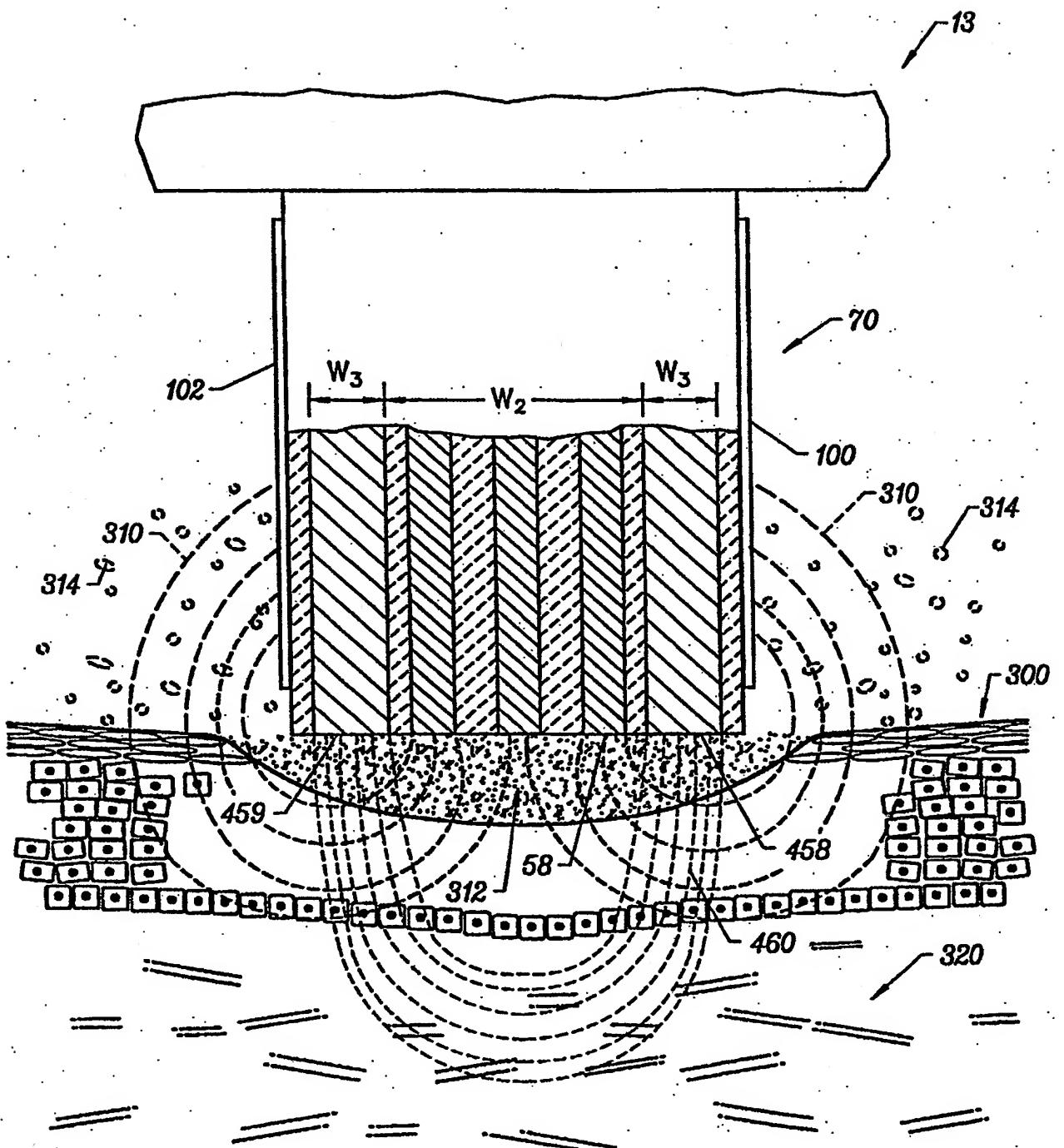


FIG. 22

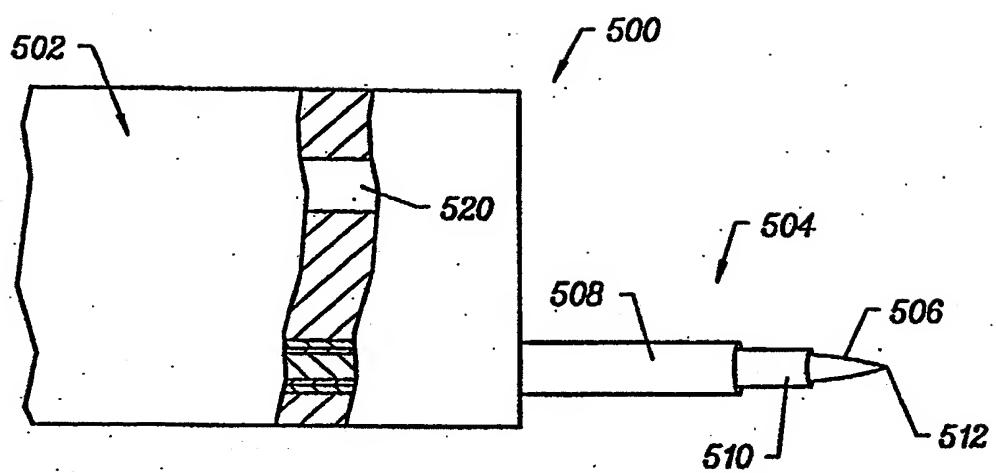


FIG. 23

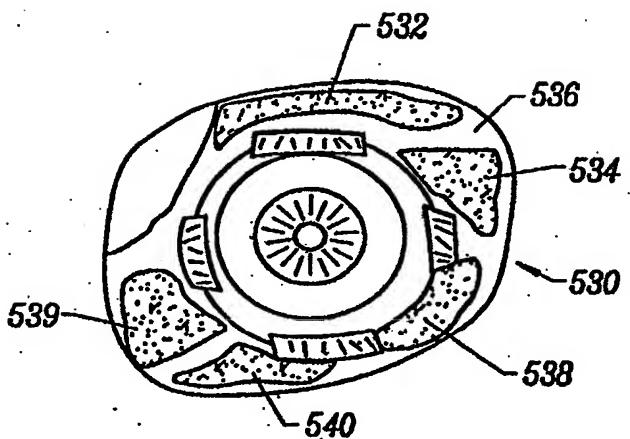


FIG. 24

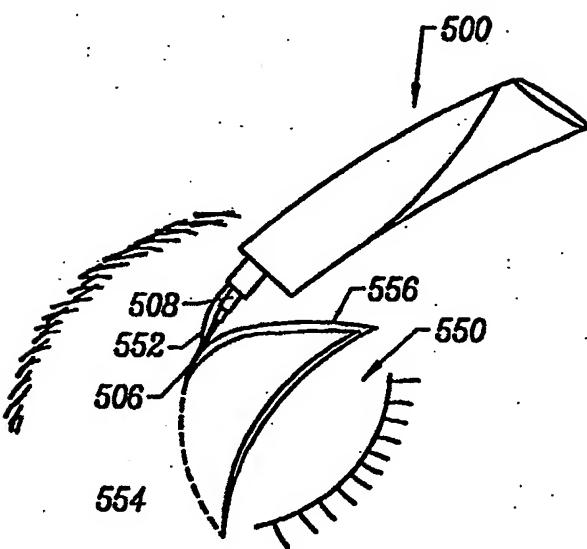


FIG. 25

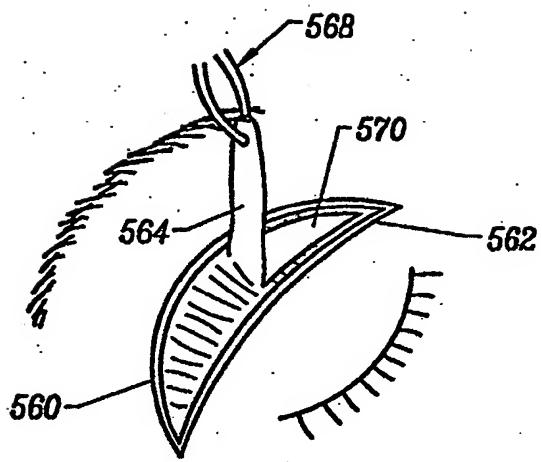


FIG. 26

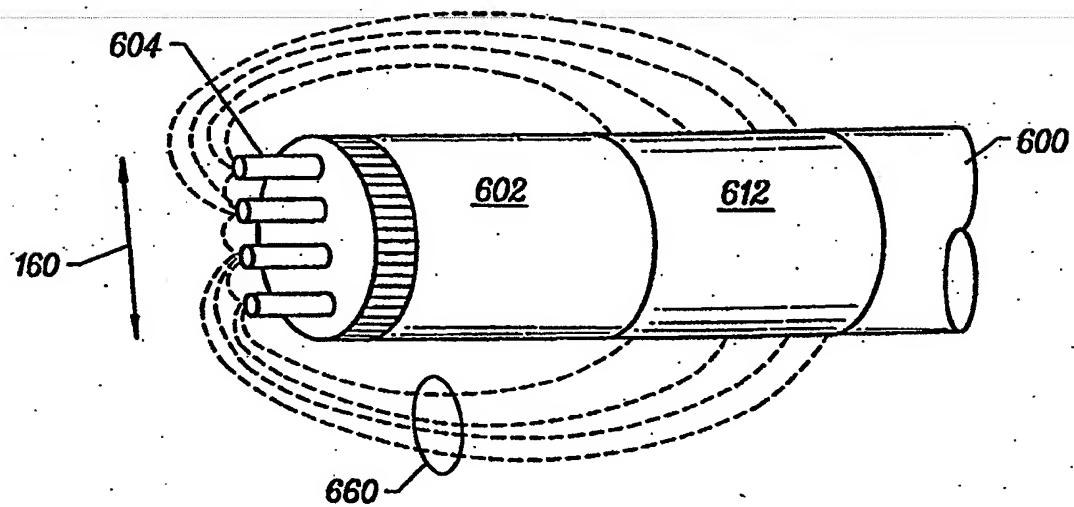


FIG. 27

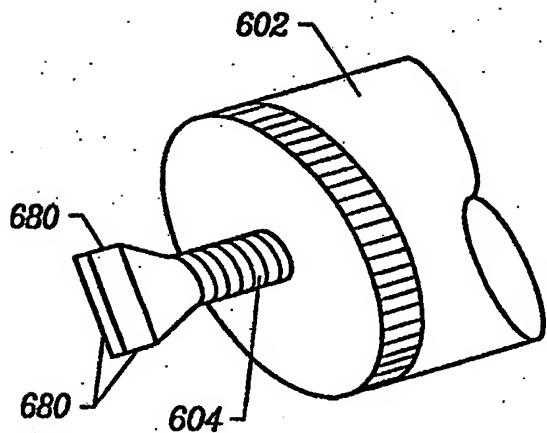


FIG. 28

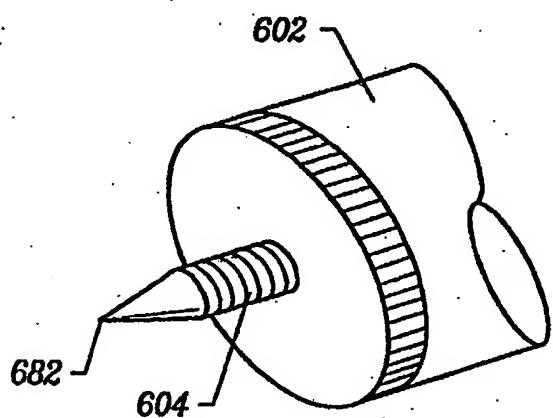


FIG. 29

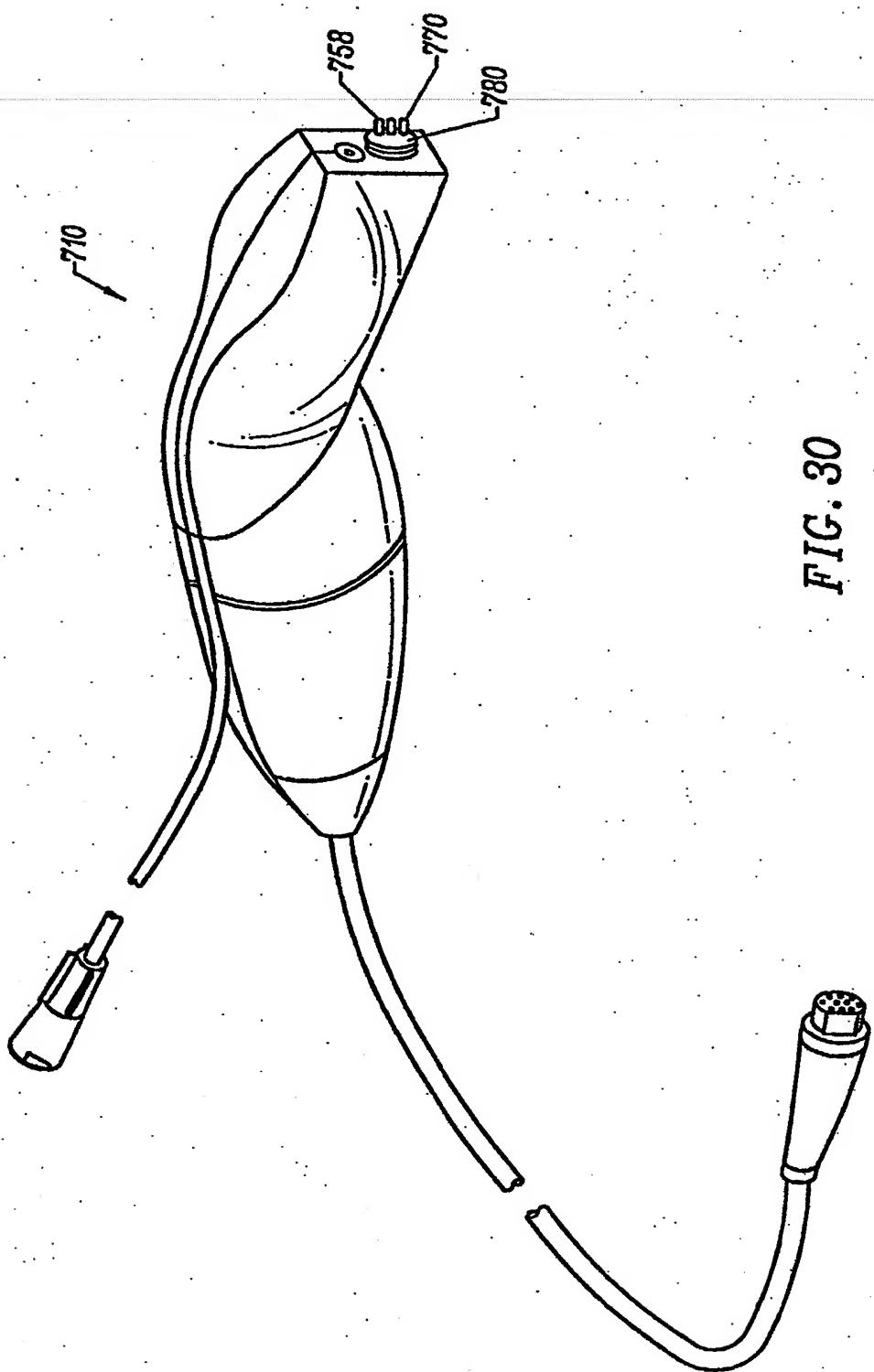


FIG. 30



1307343143258

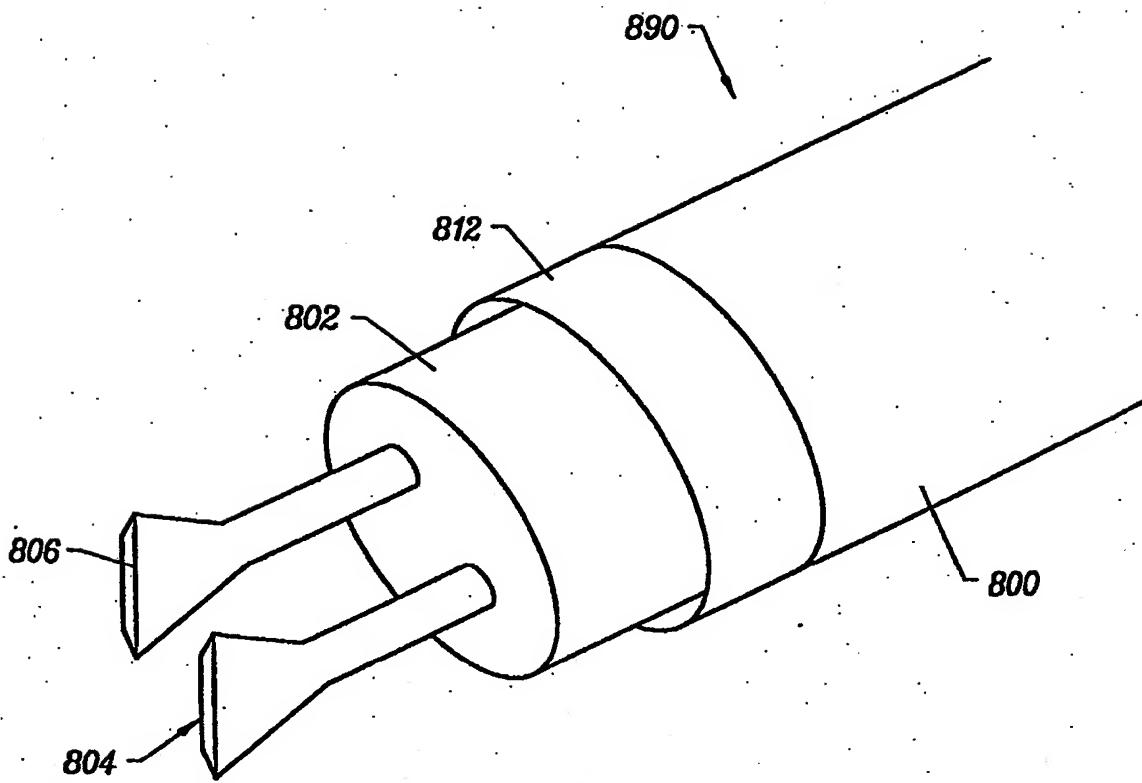


FIG. 31

1307343143258